

**COMPUESTOS POLIMÉRICOS CONDUCTORES (CPC): MANUFACTURA Y USO DE SENSORES BASADOS EN CPC PARA APLICACIONES BIOMÉDICAS**

CONDUCTIVE POLYMER COMPOSITES (CPC). MANUFACTURING AND USE OF CPC-BASED SENSORS FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS

**LEONEL PAREDES-MADRID**

*Ingeniero electrónico*

*Doctor en Ingeniería*

*Grupo de Investigación en Bioinstrumentación y Control*

*Universidad Antonio Nariño, Colombia*

*paredes.leonel@uan.edu.co*

**NAIRO JOSÉ CAVIELES-ROJAS**

*Ingeniero electromecánico*

*Doctor en Ciencias de la Educación*

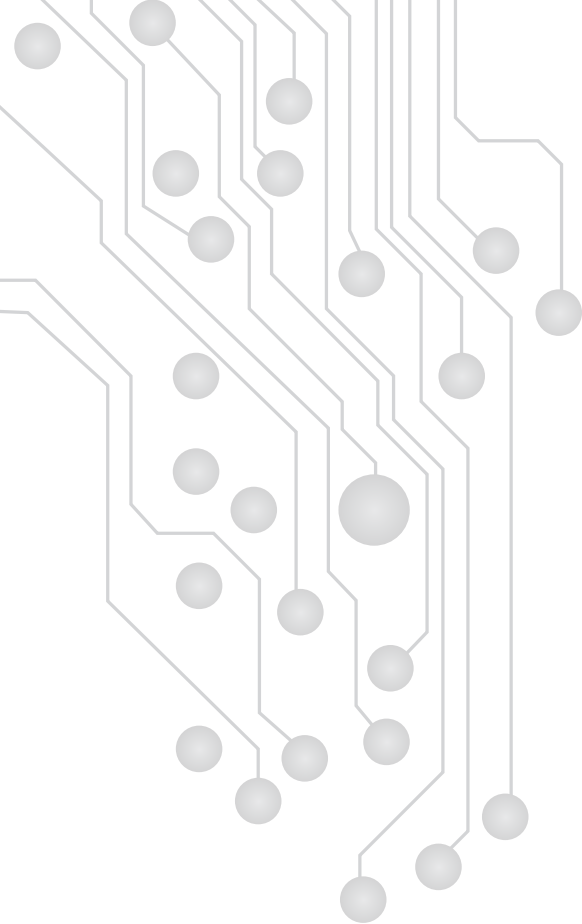
*Grupo de Investigación en Instrumentación, Modelamiento, Automatización y Control - GIMAC*

*Universidad de Boyacá, Colombian*

*jcavieles@uniboyaca.edu.co*

Recibido: 02/ agosto/ 2022

Aceptado: 26/ mayo/ 2023



## RESUMEN

Tradicionalmente las mediciones de fuerza en aplicaciones industriales se han efectuado empleando celdas de carga. Dichos dispositivos emplean galgas extensiométricas instaladas sobre mecanismos metálicos deformables, motivo por el cual las celdas de carga resultan voluminosas, pesadas y costosas para ser integradas en aplicaciones biomédicas que requieren efectuar lecturas de fuerzas de una forma no invasiva. Como respuesta a esta necesidad han surgido los compuestos poliméricos conductores (CPC), los cuales se construyen mezclando polímeros aislantes con nanopartículas conductoras. Al ser sometidos a estrés mecánico, la separación promedio interpartícula se reduce y, por ende, la resistencia eléctrica del compuesto es modificada siguiendo los modelos de tunelamiento cuántico. En el presente artículo se describe el proceso de manufactura de un sensor de deformación empleando el polímero polidimetilsiloxano (PDMS) y nanopartículas conductoras. Finalmente, se describen algunas aplicaciones de los CPC en los campos de la instrumentación biomédica y la robótica, entre los que destacan la detección y medición de lesiones en miembros inferiores mediante plantillas plantares y el uso de las pieles robóticas en manipuladores industriales para la exploración en entornos no estructurados.

**Palabras clave:** compuesto polimérico conductor (CPC), piezorresistencia, sensor, fuerza, deformación.

## ABSTRACT

Measuring forces in industrial applications have been usually performed from load cells. Such devices are manufactured from strain gauges installed on bendable metallic mechanism. From this fact, load cells are bulky, heavy and expensive such to be installed on biomedical applications that require non-invasive force measurements. In an attempt to overcome this limitation, Conductive Polymer Composites (CPC) have been developed. The CPC are manufactured from a blend on insulating polymer with conductive nanoparticles. When subjected to mechanical stress, the average inter-particle separation is reduced, and therefore, the

Citar este artículo así:

Paredes L., Caveles N. Compuestos Poliméricos Conductores (CPC):  
Manufactura y Uso de Sensores Basados en CPC para Aplicaciones Biomédicas  
Revista I3+, 5(1), 66 - 75 p.p

electric resistance of the composite is modified following the models for quantum tunneling conduction. In the present article, the manufacturing process of a deformation sensor is described; the polymer Polydimethylsiloxane (PDMS) and conductive are combined for such purpose. Finally, some applications reporting CPC usage within the fields of biomedical instrumentation and robotics are reported. Some outstanding applications are next listed: detection and evolution of lower limb injuries using plantar insoles, and the usage of robotic skins in industrial manipulators aimed for the exploration in unstructured environments.

**Keywords:** Conductive Polymer Composite (CPC), piezorresistencia, sensor, force, deformation.

## INTRODUCCIÓN

El proceso de medición y estimación de fuerza ha sido tradicionalmente una tarea de gran importancia en múltiples aplicaciones relacionadas con la investigación y la industria. El diseño estructural de edificaciones, el análisis de estrés de materiales, el diseño y el control de exoesqueletos son solo algunos ejemplos de desarrollos que requieren un continuo monitoreo de las fuerzas aplicadas para garantizar su adecuado funcionamiento y durabilidad en el tiempo (Yousef *et al.*, 2011). Por ello, efectuar mediciones de fuerza con elevados niveles de exactitud y precisión constituye un proceso de vital importancia en múltiples aplicaciones industriales, médicas y de investigación.

Típicamente las mediciones de fuerza se han efectuado empleando sensores basados en la deformación de una estructura metálica de alta pureza, tal es el caso de las celdas de carga, las cuales se valen de galgas extensiométricas para medir la deformación producida por una fuerza incógnita sobre sus mecanismos internos (Muller *et al.*, 2010). Finalmente, es posible correlacionar la deformación con la fuerza lo que permite una estimación confiable de la fuerza aplicada.

La estimación de fuerzas mediante celdas de carga resulta altamente precisa, exacta y confiable, en ella se exhiben errores de repetibilidad inferiores al 0,1 % respecto a su rango nominal con prácticamente cero deriva térmica (Hannah and Reed, 1992). No obstante, las celdas de carga resultan voluminosas, costosas y a menudo pesadas, por lo cual no pueden integrarse en muchas aplicaciones que poseen restricciones de espacio y/o peso, o bien limitaciones de presupuesto.

Para solventar las limitaciones de las celdas de carga, ha surgido un nuevo tipo de sensores de fuerza que no requieren la existencia de un elemento metálico deformable para medir fuerzas, ya que en su lugar se valen de la propiedad piezorresistiva de determinados materiales semiconductores; esto dio lugar a la aparición de los compuestos poliméricos conductores (CPC) (Wang *et al.*, 2009). Los CPC, al ser sometidos a estrés mecánico, exhiben variaciones en su resistencia eléctrica y por tanto dichas variaciones de resistencia pueden emplearse para estimar deformaciones y fuerzas (Zhang *et al.*, 2000)

Los sensores de fuerza y/o deformación manufacturados a partir de polímeros se obtienen añadiendo nanopartículas conductoras al monómero eléctricamente aislante durante el proceso de polimerización. El resultado es un material heterogéneo, el cual combina un polímero aislante con nanopartículas eléctricamente conductoras. El dispositivo resultante posee dos terminales, cuya resistencia eléctrica es modificada por el estrés/deformación aplicado. El mecanismo predominante de conducción en estos materiales es el tunelamiento cuántico, ya que la separación interpartícula se encuentra en el rango de unos pocos nanómetros, motivo por el cual los electrones pueden saltar de una partícula a la otra, ocurriendo así el transporte de carga entre los electrodos del material. Al ser sometido a estrés mecánico, la separación interpartícula se reduce y, por tanto, la resistencia eléctrica cambia con el estrés y/o deformación. Esto se explica con mayor detalle más adelante.

Los sensores basados en CPC son ligeros, flexibles, poco voluminosos y están disponibles por una fracción del costo de las celdas de carga comerciales; esto es así debido a la alta disponibilidad en la naturaleza de materia prima para la manufactura de polímeros sintéticos, como el polidimetilsiloxano (PDMS), el cual es usado ampliamente en este campo de investigación (Rizvi *et al.*, 2011). No obstante, los sensores basados en CPC poseen comparativamente una menor repetibilidad y exactitud debido al comportamiento reológico de los polímeros. Esto quiere decir que los polímeros presentan tanto deriva temporal como térmica y, por tanto, su comportamiento estático y dinámico está influenciado por eventos de cargas anteriores (presentan memoria) y por la temperatura de operación (Paredes-Madrid *et al.*, 2017). La consecuencia más desfavorable de la reología en los sensores basados en CPC es la elevada histéresis en las mediciones de resistencia (Dabbling *et al.*, 2012).

Afortunadamente, existe en la actualidad un gran esfuerzo por parte de la comunidad científica para mejorar las prestaciones estáticas y dinámicas de los sensores basados en CPC. Fundamentalmente, existen dos enfoques bien diferenciados para mejorar las prestaciones de dichos dispositivos. El primer enfoque consiste en reforzar el compuesto polimérico durante el proceso de manufactura, esto se puede llevar a cabo a través de diferentes procedimientos, como empleando nanotubos de carbono o nanoplaquetas en lugar

de nanopartículas conductoras (Sanli *et al.*, 2016). Debido a su estructura alargada y rígida, los nanotubos de carbono reducen el comportamiento reológico en los CPC y, por tanto, el dispositivo resultante exhibe comparativamente una mayor precisión y exactitud. (Sanli *et al.*, 2017)

El segundo enfoque consiste en combinar técnicas de modelado y compensación con el objeto de minimizar los errores de histéresis y deriva temporal. Esta segunda técnica tiene como ventaja que puede ser implementada en sensores comerciales ya existentes, lo que reduce los costos de implementación de forma significativa (Urban *et al.*, 2015).

En el presente artículo se describe brevemente el proceso de manufactura de un CPC a partir de un monómero comercial y, posteriormente, se describen algunos usos de estos sensores en aplicaciones biomédicas. La base física de operación de los sensores también se presenta a continuación.

## METODOLOGÍA

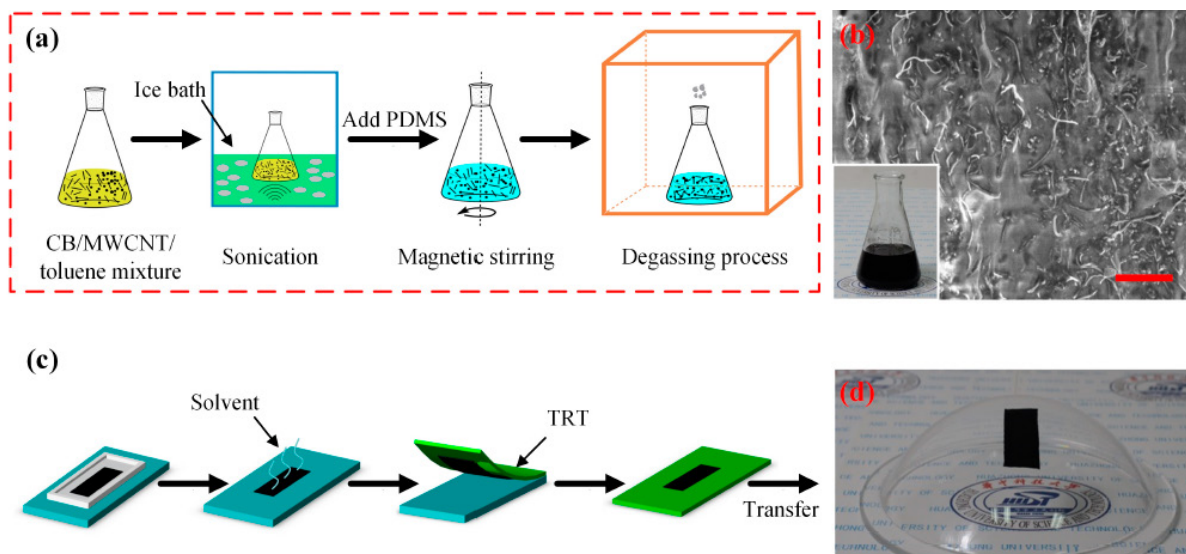
### Metodología para la manufactura de un sensor de fuerza a partir de un compuesto polimérico conductor (CPC)

Tal como se explicó en el apartado anterior, los CPC se obtienen a partir de la mezcla de un polímero eléctricamente aislante con nanopartículas eléctricamente conductoras. El resultado es un material heterogéneo y semiconductor sensible al estrés y/o deformación aplicada.

La Figura 1 esquematiza el proceso de manufactura de un sensor de deformación empleando el polímero polidimetilsiloxano (PDMS) como elemento aislante. Los elementos negro de carbón (carbon black, CB) y los nanotubos de carbono multipared (multi walled carbon nanotube, MWCNT) se emplean conjuntamente para constituir la fase conductora del compuesto. El procedimiento detallado de manufactura ha sido descrito por (Yin *et al.*, 2017). No obstante, procedimientos similares de obtención de CPC han sido reportados por múltiples autores en la literatura (Wang *et al.*, 2009)

Figura 1

Diagrama esquemático para la preparación, fabricación e impresión de un nanocompuesto



(a) Síntesis del nanocompuesto; (b) fotografía del nanocompuesto (imagen tomada empleando un microscopio electrónico de barrido (*scanning electron microscopy*, SEM)). La escala de la barra roja es  $5\mu\text{m}$ ; (c) fabricación e impresión de transferencia del nanocompuesto; (d) imagen del espécimen de nanocompuesto transferido a una superficie curva.

Fuente: (Yin et al., 2017)

El proceso de manufactura puede resumirse a continuación. Los nanotubos de carbono (MWCNT) y el negro de carbón (CB) son vaciados en tolueno, que sirve como solvente de la mezcla. Mediante la aplicación de ultrasonido (sonification) se garantiza la homogeneidad en la disolución. Posteriormente, se añade el PDMS, el cual es mezclado vigorosamente con los elementos conductores mediante agitación magnética. Finalmente, el tolueno es evaporado mediante calentamiento.

Con el objeto de transferir el CPC a una superficie determinada, se emplea la técnica de impresión con negativo (screen printing). La adhesión es posible mediante calentamiento y posterior levantamiento del negativo de la película. La disposición final se muestra en la Figura 1, literal “d”. Vale la pena destacar que el proceso de adherencia del CPC a una superficie es opcional, ya que en muchos

casos basta con vaciar la solución de CPC a los electrodos conductores. Este es el caso de los sensores comerciales modelo FlexiForce (Tekscan Inc, s.f.) e Interlink (Interlink Electronics, s.f.), los cuales son fabricados siguiendo un procedimiento similar al de la Figura 1.

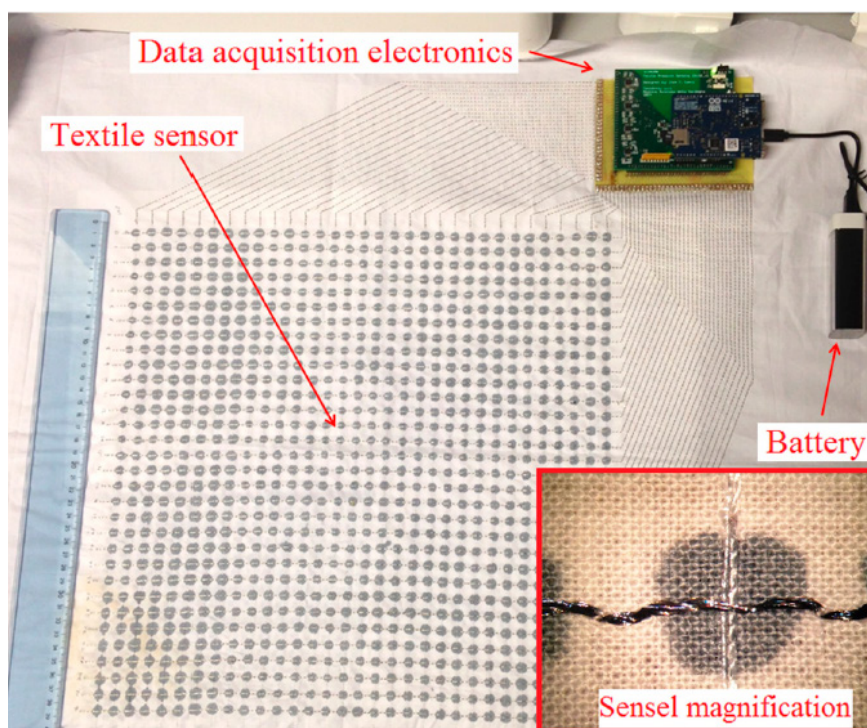
## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

*Uso en aplicaciones biomédicas de los sensores basados en compuestos poliméricos conductores (CPC)*

El uso extensivo de los sensores basados en CPC ha sido posible en múltiples disciplinas relacionadas con aplicaciones biomédicas gracias a las reducidas dimensiones de estos dispositivos. La Figura 2 muestra la integración de múltiples sensores piezorresistivos en una plantilla de mapeo de presiones.

### Figura 2

*Fotografía de un sistema de mapeo de presiones plantares.*

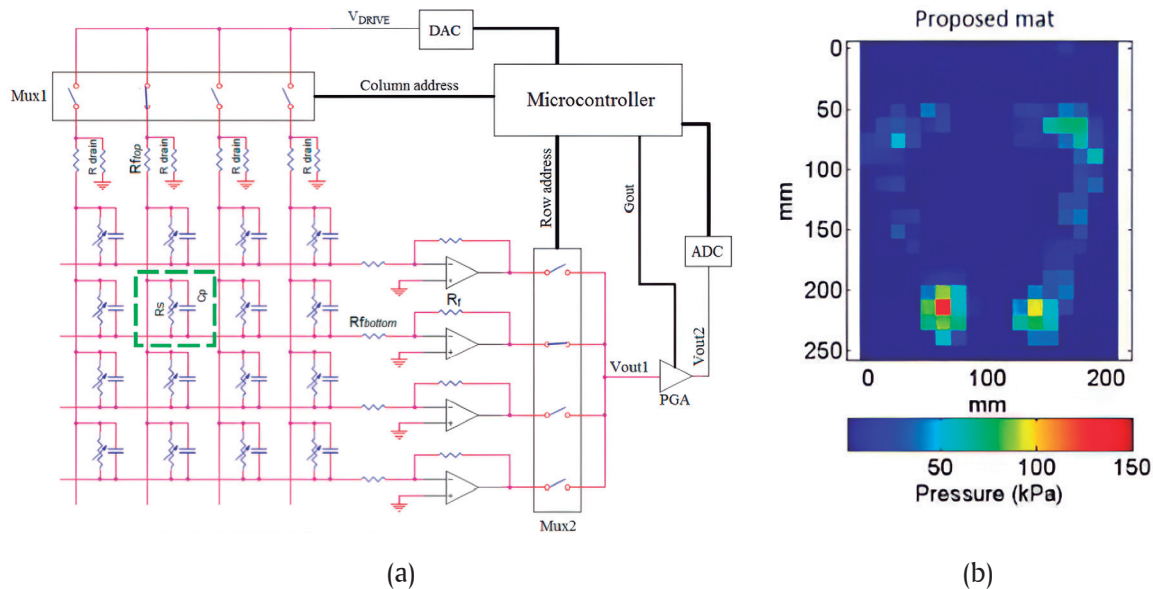


*Fuente: (Saéñz-Cogollo et al., 2016)*

La instrumentación electrónica para la recolección de los datos de presión involucra el uso de amplificadores operacionales en configuración inversora, los cuales son convenientemente multiplexados mediante interruptores digitales, Figura 3, literal “a”. Finalmente el patrón de presión plantar es obtenido según se muestra en la Figura 3, literal “b”.

**Figura 3**

*Elementos constitutivos del sistema de medición plantar*



a) Esquema circuital del *hardware* para efectuar mediciones de resistencia sobre la plataforma de la Figura 2 (b) Patrón de presión plantar obtenido mediante el *hardware* descrito en la Figura 2.

*Fuente: (Saénz-Cogollo et al., 2016)*

Otros investigadores también han empleado las plantillas de presión plantares para el diagnóstico y medición en la progresión de lesiones en miembros inferiores. En este campo, resaltan los estudios de (Koch *et al.*, 2016, y Klimiec *et al.*, 2017).

Por otra parte, los sensores basados en CPC han sido usados en múltiples aplicaciones relacionadas con la instrumentación biomédica y la robótica. Este es el caso de las pieles robóticas (*robotic skins*). Las pieles robóticas permiten a un manipulador realizar una exploración minuciosa en una región de trabajo,



minimizando la ocurrencia de colisiones con el entorno. Nótese la bioinspiración de las pieles robóticas a partir de las terminales nerviosas de un ser humano. Algunos desarrollos importantes de pieles robóticas han sido desarrollados por (Kumaresan *et al.*, 2021; Liang *et al.*, 2020, y Canavese *et al.*, 2014).

La manipulación de objetos mediante robots antropomórficos es un caso de estudio actual en el cual se emplean dichos dispositivos (Dahiya *et al.*, 2010). Otros ejemplos de uso de estos sensores han sido documentados por (Silva *et al.*, 2013).

Por último, vale la pena destacar que la resistencia eléctrica de un sensor fabricado a partir de CPC se puede hallar a partir de la siguiente expresión para voltajes pequeños de excitación (Simmons, 1963):

$$R = \frac{2s}{3A\sqrt{2mV_a}} \left(\frac{h}{e}\right)^2 \exp\left(\frac{4\pi s}{h} \sqrt{2mV_a}\right)$$

Donde  $A$ ,  $s$  y  $V_a$  corresponden a la sección transversal del sensor, la separación promedio interpartícula y la altura de la barrera de potencial del polímero aislante, respectivamente. Nótese que  $A$ ,  $s$  y  $V_a$  son propiedades específicas del nanocompuesto manufacturado. Por otra parte,  $h$ ,  $m$  y  $e$  son constantes universales que corresponden a la constante de Planck, la masa y la carga del electrón, respectivamente.

## CONCLUSIONES

Los compuestos poliméricos conductores (CPC) pueden ser convenientemente manufacturados en múltiples formas y tamaños, lo que les provee una gran versatilidad para ser integrados tanto en aplicaciones industriales como biomédicas. Especialmente las aplicaciones biomédicas requieren sensores con reducidas dimensiones y biocompatibles, lo que hace de los CPC una solución ideal. Los dispositivos fabricados a partir de CPC exhiben una respuesta piezorresistiva al ser sometidos a estrés mecánico; por tanto, dichos dispositivos están siendo integrados masivamente en múltiples disciplinas para efectuar mediciones de fuerza y/o deformación.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Canavese, G.; Stassi, S.; Fallauto, C.; Corbellini, S.; Cauda, V.; Camarchia, V.; Pirola, M. & Pirri, C. F. (2014). Piezoresistive flexible composite for robotic tactile applications. *Sens. Actuat. A: Phys.*, 208, 1-9, doi: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2013.11.018>.
- Dabling, J.; Filatov, A. & Wheeler, J. (2012). Static and cyclic performance evaluation of sensors for human interface pressure measurement. In *Proc. Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Diego, CA, USA, Aug 28 - Sept 1*, pp. 162-165.
- Dahiya, R.; Metta, G.; Valle, M. & Sandini, G. (2010). Tactile sensing from humans to humanoids. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(1), 1-20.
- Hannah, R. & Reed, S. (1992). *Strain Gage User's Handbook*. Springer. ISBN 978-0-412-53720-2. Interlink Electronics. *FSR400 Series Datasheet*. [http://www.interlinkelectronics.com/datasheets/Datasheet\\_FSR.pdf](http://www.interlinkelectronics.com/datasheets/Datasheet_FSR.pdf)
- Klimiec, E.; Jasiewicz, B.; Piekarski, J.; Zaraska, K., Guzdek, P. & Kołtowski, G. (2017). Measuring of foot plantar pressure—Possible applications in quantitative analysis of human body mobility. *Measurement Science and Technology*, 28(5), 054008. <https://doi.org/10.1088/1361-6501/aa60a9>
- Koch, M.; Lunde, L.-K.; Ernst, M.; Knardahl, S. & Veiersted, K. B. (2016). Validity and reliability of pressure-measurement insoles for vertical ground reaction force assessment in field situations. *Applied Ergonomics*, 53, 44-51. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.08.011>
- Kumaresan, Y.; Ozioko, O. & Dahiya, R. (2021). Multifunctional Electronic Skin with a stack of Temperature and Pressure Sensor Arrays. *IEEE Sensors Journal*. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2021.3055458>
- Liang, J.; Wu, J.; Huang, H.; Xu, W.; Li, B. & Xi, F. (2020). Soft Sensitive Skin for Safety Control of a Nursing Robot Using Proximity and Tactile Sensors. *IEEE Sensors Journal*, 20(7), 3822-3830. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2959311>
- Müller, I.; de Brito, R.; Pereira, C. & Brusamarello, V. (2010). Load Cells in Force Sensing Analysis - Theory and a Novel Application. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 13(1), 15-9.

- Paredes-Madrid, L.; Matute, A. & Peña, A. (2017). Framework for a calibration-less operation of force sensing resistors at different temperatures. *IEEE Sensors Journal*, 17(13),4133-4142.
- Rizvi, R.; Cochrane, B.; Biddiss, E. & Naguib, H. (2011). Piezoresistance characterization of poly(dimethyl-siloxane) and poly(ethylene) carbon nanotube composites. *Smart Materials and Structures*, 20(9), 094003.
- Saenz-Cogollo, J. F.; Pau, M.; Fraboni, B. & Bonfiglio, A. (2016). Pressure mapping mat for tele-home care applications. *Sensors*, 16(3).
- Sanli, A.; Benchirouf, A.; Müller, C. & Kanoun, O. (2017). Piezoresistive performance characterization of strain sensitive multi-walled carbon nanotube-epoxy nanocomposites. *Sensors and Actuators A: Physical*, 254(Supplement C):61 – 68.
- Sanli, A.; Müller, C.; Kanoun, O.; Elibol, C. & Wagner, M. F.-X. (2016). Piezoresistive characterization of multi-walled carbon nanotube-epoxy based flexible strain sensitive films by impedance spectroscopy. *Composites Science and Technology*, 122, 18-26.
- Silva, P.; Pinto, P.; Postolache, O. & Dias, J. (2013). Tactile Sensors for Robotic Applications. *Measurement*, 46(3),1257-1271.
- Simmons, J. (1963). Electrical tunnel effect between dissimilar electrodes separated by a thin insulating film. *Journal of Applied Physics*, 34(9), 2581-2590.
- Tekscan Inc. *FlexiForce, Standard Force & Load Sensors Model A201. Datasheet*. <https://www.tekscan.com/sites/default/files/resources/FLX-A201-A.pdf>.
- Urban, S.; Ludersdorfer, M. & van der Smagt, P. (2015). Sensor Calibration and Hysteresis Compensation with Heteroscedastic Gaussian Processes. *IEEE Sensors Journal*, 15(11), 6498-6506.
- Wang, L.; Ding, T. & Wang, P. (2009). Influence of carbon black concentration on piezoresistivity for carbon-black-filled silicone rubber composite. *Carbon*, 47(14), 3151-3157.
- Yin, F.; Ye, D.; Zhu, C.; Qiu, L.; Huang, Y. (2017). Stretchable, highly durable ternary nanocomposite strain sensor for structural health monitoring of flexible aircraft. *Sensors*, 17(11).

Yousef, H.; Boukallel, M. & Althoefer, K. (2011). Tactile sensing for dexterous in-hand manipulation in robotics. A review. *Sensors and Actuators A: Physical*, 167(2), 171-187.

Zhang, X.-W.; Pan, Y.; Zheng, Q. & Yi, X.-S. (2000). Time dependence of piezoresistance for the conductor-filled polymer composites. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, 38(21), 2739.