

## Tataże elektroniczne – elastyczne czujniki biomedyczne do monitorowania stanu zdrowia

**Streszczenie.** Przedstawione zostały efekty prowadzonych badań w kierunku drukowanych, elastycznych czujników biomedycznych przeznaczonych do nanoszenia bezpośrednio na ludzką skórę. Prezentowane czujniki przetwarzają sygnały zarówno chemiczne jak i fizyczne. Omawiane sensory są przystosowane do działania z układami zasilania bezprzewodowego. Zastosowanie technik druku na elastycznych podłożach z polimetakrylanu metylu zapewnia ich dostosowanie do pracy nawet przy częstym odkształcaniu, podnosząc jednocześnie wydajność produkcji pod względem kosztów.

**Abstract.** Findings in the research towards printed, elastic biomedical sensors designed for application directly on the human skin are presented. Described sensors transduce both chemical and physical signals. Sensors discussed are adapted to operate with wireless powering circuits. Employment of printing techniques on elastic substrates of poly(methyl methacrylate) ensures feasibility for functioning even under frequent deformation. Moreover, printing of sensors allows improvement of the fabrication cost-efficiency. (**Electronic tattoos – elastic biomedical sensors for health monitoring**).

**Słowa kluczowe:** elektronika drukowana, elektronika elastyczna, czujniki biomedyczne, Internet rzeczy, grafen  
**Keywords:** printed electronics, elastic electronics, biomedical sensors, Internet of Things, graphene

### Wprowadzenie

Elektronika osobista jest jednym z osiągnięć współczesnej techniki, które w znaczący sposób wpływa na funkcjonowanie społeczeństw. Jednym z aspektów tego typu technologii są urządzenia przeznaczone do monitorowania parametrów życiowych ludzkiego organizmu. Wzrost zainteresowania elektroniką osobistą w kontekście zdrowia można przypisać następującym przyczynom: starzeniu się społeczeństw krajów wysoko rozwiniętych oraz rosnącej świadomości w kwestiach zdrowotnych.

Trend starzejącego się społeczeństwa stawia coraz większe wymagania dla efektywności funkcjonowania systemu ochrony zdrowia, w szczególności pod kątem liczby pracowników medycznych przypadających na jednego pacjenta. Taki stan rzeczy sprawia, że przyrządy medyczne powinny wymagać mniej uwagi ze strony personelu – w idealnej sytuacji urządzenie jest obsługiwane jedynie przez pacjenta, a dane wyjściowe są przesyłane do lekarza w celu ewentualnego podjęcia decyzji o dalszym postępowaniu.

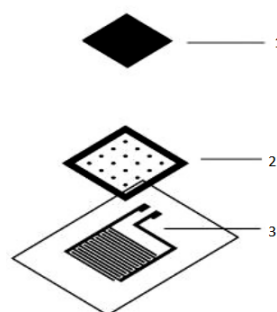
Jednocześnie coraz więcej osób staje się świadomych stanu swojego zdrowia i istotności jego monitorowania. W związku z tym na popularności zyskują urządzenia do rejestrowania aktywności sportowej czy aplikacje takie jak kalkulatory przyjmowanych i spalanych kalorii. Pomimo jednak tych zmian, technologie stosowane we wspomnianych obszarach pozostają w dalszym ciągu mało dokładne i słabo rozwinięte. Otwiera to perspektywy dla innowacyjnych rozwiązań korzystających z najnowszych osiągnięć z zakresu inżynierii materiałowej, sensoryki i elektroniki.

Rozwijającą się gałęzią techniki, łączącą wymienione dziedziny, są tzw. tataże elektroniczne. Są to cienkie, zminiaturyzowane i elastyczne układy elektroniczne, które mogą być mocowane na powierzchni skóry. Mocowanie może być osiągnięte poprzez klejenie [1], laminację [2] czy siły van der Waalsa [3]. Tataże elektroniczne mogą służyć różnym celom: od identyfikacji tożsamości, przez detekcję niebezpiecznych warunków środowiskowych [4] po zastosowania biomedyczne, które przyciągają zdecydowanie największą uwagę zarówno środowiska naukowego jak i przemysłu [5]. Mimo tego, że opracowywanych jest wiele realizacji tataży elektronicznych [6], wciąż pozostają otwarte istotne kwestie wymagane dla dalszego rozwoju tej technologii. W poniższym komunikacie prezentowane są

pokrótce prace autorów w kierunku opracowania różnego rodzaju tataży elektronicznych.

### Czujniki pulsu

Jednym z podstawowych parametrów wykorzystywanych w monitorowaniu stanu zdrowia jest puls. Jest to fala ciśnienia rozchodząca się wzdłuż tętnic w wyniku skurczu lewej komory serca. Przedstawiona poniżej metoda pomiaru pulsu opiera się na opracowanym wcześniej przez autorów drukowanym czujniku ciśnienia [7]. Rejestruje on zmiany ciśnienia na powierzchni skóry, które bezpośrednio nad płytko położonymi tętnicami są zależne w znacznej mierze od przebiegu fali pulsu.



Rys.1. Czujnik rezystancyjny pulsu: (u góry) schemat budowy czujnika; (z lewej) warstwa przewodząca zamocowana na skórze; (z prawej) kompletny czujnik

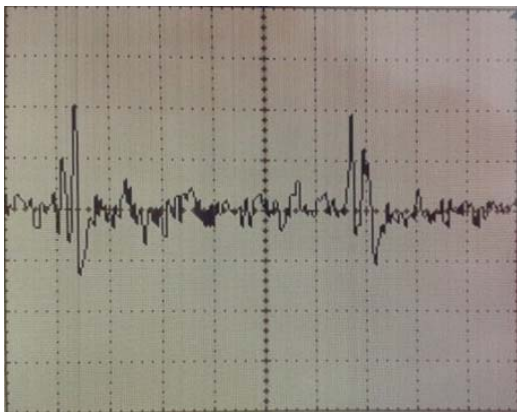
Czujnik pulsu składa się z kilku warstw (patrz rys.1) naniesionych na elastyczne podłoże za pomocą techniki sitodruku: warstwy rezystywnej (1), izolującej (2) oraz przewodzącej (3) [8]. Warstwę rezystywną stanowi kompozyt matrycy polimerowej oraz wypełniacza będącego jednym z rodzajów nanocząstek węglowych. Warstwa izolująca, rozdzielająca warstwy rezystywną i przewodzącą,

jest również kompozytem na bazie polimeru, zawierającego tytanian baru. Ostatnia z warstw – przewodząca – jest wykonana z pasty zawierającej nanoproszek srebrowy. Jej zadaniem jest zapewnienie kontaktu elektrycznego z warstwą rezystywną, której rezystancja zależy od zmiany ciśnienia wywieranego na czujnik. Na rysunku 1 przedstawiono warstwę przewodzącą (po lewej) oraz kompletny czujnik (po prawej) umieszczone nad tętnicą promieniową w okolicy nadgarstka przed wykonaniem pomiaru pulsu.

W ramach przeprowadzonych badań porównane zostały sygnały uzyskiwane za pomocą czujników, których warstwy rezystywne były wykonane z kompozytów o różnym składzie: zawierających nanopłatki grafenowe oraz nanorurki węglowe w różnych stężeniach. Wyniki pomiarów zebrano w tabeli 1. Przebieg zmian rezystancji czujnika przedstawiono na rysunku 2.

Tabela 1. Parametry czujników rezystancyjnych pulsu: zastosowany materiał węglowy w warstwie rezystywnej: nanorurki węglowe (CNT) lub nanopłatki grafenowe (GNP), wartości rezystancji bazowej, skrajne zmierzone wartości rezystancji wyrażone jako procent rezystancji bazowej oraz stosunek sygnału do szumu obliczony jako iloraz zmiany mierzonej rezystancji odcinka odpowiadającego fali pulsu i średniej zmiany rezystancji pomiędzy kolejnymi uderzeniami

Materiał rezystywny	R [kΩ]	ΔR%	SNR
CNT 0.5% wag.	44,5	46% ±108%	3,56
CNT 1.0% wag.	7,1	22% ±156%	1,58
GNP 1.5% wag.	26,4	47% ±105%	2,32
GNP 3.0% wag.	7,2	12% ±177%	2,05



Rys.2. Sygnał wyjściowy czujnika pulsu; dwa odcinki odpowiadające uderzeniom fali pulsu

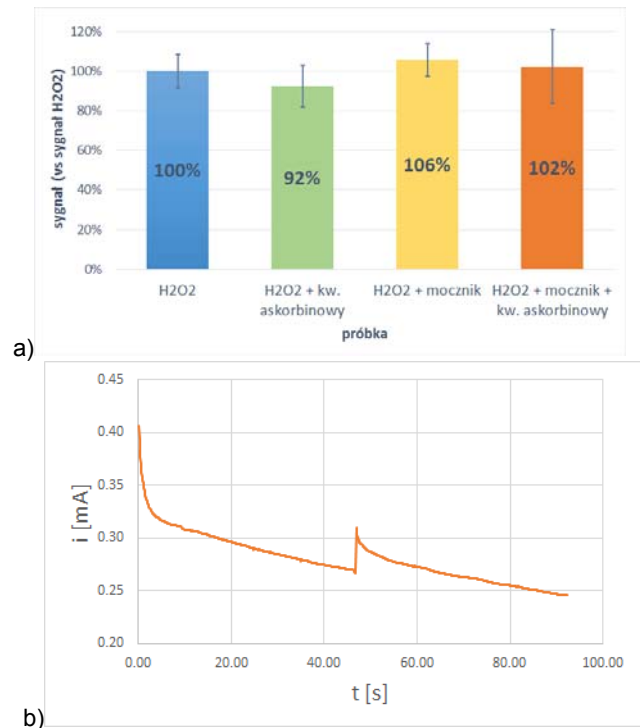
### Czujniki elektrochemiczne

Jako podstawy enzymatycznych czujników do monitorowania markerów metabolizmu obecnych w ludzkim pocie opracowane zostały czujniki amperometryczne i potencjometryczne (rys.3). Czujniki amperometryczne badane były pod kątem czułości oraz selektywności względem nadtlenku wodoru – produktu reakcji enzymatycznych wielu związków organicznych, np. glukozy, kwasu mlekowego. Czułość osiągnięta względem  $H_2O_2$  wynosiła  $14,91 \mu A \cdot mM^{-1} \cdot mm^{-2}$  przy selektywności przedstawionej na rysunku 4 (a). W celu wykrywania związków nie wchodzących w reakcje elektrodowe, konieczne jest modyfikowanie materiału elektrody odpowiednim enzymem [9]. Rysunek 4 (b) przedstawia odpowiedź sensora na dodatek glukozy do próbki modelującej płyn fizjologiczny. Obserwowany skok wartości natężenia prądu świadczy o poprawnej immobilizacji oksydazy glukozowej w paście na bazie nanopłatków grafenowych.

Opisywany czujnik był zasilany za pomocą bezprzewodowego transferu energii z wykorzystaniem sprzężenia indukcyjnego dwóch anten wykonanych techniką sitodruku. Oprócz elementów układu rezonansowego anten, w układzie zasilania bezprzewodowego czujnika amperometrycznego zastosowano kondensator o pojemności  $C_F = 50 \text{ nF}$ , co pozwoliło osiągnąć tłumienie oscylacji sygnału rzędu 3 dB. Tym samym amplituda zmian napięcia między elektrodami czujnika była mniejsza niż określona eksperymentalnie  $\Delta U = 20 \text{ mV}$ . Dzięki utrzymaniu napięcia zasilającego w tym obszarze, możliwy jest niezakłócony przepływ jonów w roztworze oraz przebieg reakcji elektrodowej zgodnie z równaniem Cottrella. W ten sposób opracowany został prosty model układu bezprzewodowego zasilania czujnika amperometrycznego.



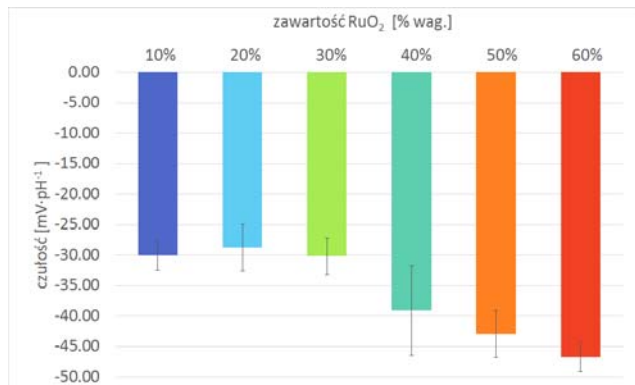
Rys.3. Wykonane techniką sitodruku czujniki elektrochemiczne: amperometryczny (z lewej) oraz dwa czujniki potencjometryczne (z prawej)



Rys.4. Test selektywności wytworzonych elektrod do pomiarów amperometrycznych stężenia nadtlenku wodoru (a) oraz pomiaru zmiennej stężenia glukozy w próbce modelującej warunki fizjologiczne (b)

Drugą grupą badanych czujników były czujniki potencjometryczne pH. Porównanie kompozytów o różnej proporcji nanopłatków grafenowych i dwutlenku rutenu pozwoliło na określenie logarytmicznej zależności czułości od frakcji  $RuO_2$  z wyraźnie obserwowanym progiem perkolacji (patrz rys.5). Ustalenie tego parametru pozwoliło na dobranie optymalnego pod względem kosztów produkcji składu stosowanego drukowanego kompozytu. Ponadto czujniki poddawane były testom zmęczeniowym (10 tys. cykli zginania i prostowania), w wyniku których

zaobserwowano średni spadek czułości o 14,1%. Czujniki potencjometryczne pH były następnie modyfikowane przez naniesienie kompozytu polimeru (nafionu) i enzymu reagującego z mocznikiem (ureazy). Osiągnięto w ten sposób odpowiedź potencjometryczną na zmianę stężenia mocznika (marker pracy beztlenowej mięśni [10]) w roztworze, co świadczy o poprawnej immobilizacji enzymu.



Rys.5. Porównanie czułości elektro pH-czułych wytworzonych przy użyciu past o różnej zawartości dwutlenku rutenu; obserwowany jest wzrost czułości względem logarytmu udziału RuO<sub>2</sub> powyżej 40% (próg perkolacji)

#### Podsumowanie

Badane czujniki odpowiadają różnym technikom pomiarowym, w każdym przypadku pozwalając na skuteczne odebranie sygnału co świadczy o uniwersalności przyjętego podejścia. Prezentowane przetworniki elektrochemiczne były z powodzeniem modyfikowane z użyciem różnych czynników biologicznych, co potwierdza możliwość wykorzystania technologii elektroniki drukowanej do wytwarzania tatuaży elektronicznych monitorujących różne parametry biochemiczne ludzkiego organizmu. W oparciu o przedstawione wyniki prowadzone są dalsze prace mające na celu realizację w pełni nieinwazyjnego, łatwego do wykonania oraz w pełni bezprzewodowego pomiaru.

**Autorzy:** mgr inż. Andrzej Peplowski, Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, ul. A. Boboli 8, 02-525 Warszawa; mgr inż. Dariusz Grudziński, Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, ul. A. Boboli 8, 02-525 Warszawa; prof. dr hab. inż. Małgorzata Jakubowska, Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, ul. A. Boboli 8, 02-525 Warszawa, E-mail: [majakub@mchtr.pw.edu.pl](mailto:majakub@mchtr.pw.edu.pl).

#### LITERATURA

- [1] Rose D.P., Ratterman M.E., Griffin D.K., Hou L., Kelley-Loughnane N., Naik R.R., Hagen J.A., Papautsky I., Heikenfeld J.C., Adhesive RFID sensor patch for monitoring of sweat electrolytes, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 62(6) (2015), 1457-1465
- [2] Dagdeviren C., Shi Y., Joe P., Ghaffari R., Balooch G., Usgaonkar K., Gur O., Tran P.L., Crossby J.R., Meyer M., Su Y., Webb R.C., Tedesco A.S., Slepian M.J., Huang Y., Rogers J.A., Conformal piezoelectric systems for clinical and experimental characterization of soft tissue biomechanics, *Nat. Mater.*, 14(7) (2015), 728-736
- [3] Kim D.H., Lu N., Ma R., Kim Y.S., Kim R.H., Wang S., Wu J., Won S.M., Tao H., Islam A., Yu K.J., Kim T., Chowdhury R., Ying M., Xu L., Li M., Chung H., Keum H., McCormick M., Liu P., Zhang Y., Omenetto F.G., Huang Y., Coleman T., Rogers J.A., Epidermal electronics, *Science*, 333(6044) (2011), 838-843
- [4] Windmiller J.R., Bandodkar A.J., Valdés-Ramírez G., Parkhomovsky S., Martínez A.G., Wang J., Electrochemical sensing based on printable temporary transfer tattoos, *Chem. Commun.*, 48(54) (2012), 6794-6796
- [5] Flodgren, Gerd, et al. Interactive telemedicine: effects on professional practice and health care outcomes, *The Cochrane Library* (2015), 2
- [6] Windmiller J.R., Wang J., Wearable electrochemical sensors and biosensors: a review, *Electroanalysis*, 25(1) (2013), 29-46
- [7] Janczak D., Słoma M., Wróblewski G., Młodziak A., Jakubowska M., Screen-Printed Resistive Pressure Sensors Containing Graphene Nanoplatelets and Carbon Nanotubes, *Sensors* 14 (2014), 17304-17312
- [8] Janczak D., Development of Technology for the production of polymer composites based on graphene nanoplatelets for use in printed electronics, *Warsaw University of Technology, Warsaw*, 164-167 (2015)
- [9] Stefano C., Arduini F., Graphene-based screen-printed electrochemical (bio) sensors and their applications: Efforts and criticisms, *Biosensors and Bioelectronics* 89 (2017), 107-122
- [10] Murota H., Sweat, the driving force behind normal skin: An emerging perspective on functional biology and regulatory mechanisms, *Journal of dermatological science* 77.1 (2015), 3-10