

Łukasz Sienkiewicz*, Jean-Francois Rouchon**, Mieczysław Ronkowski*

*Politechnika Gdańska, Wydział Elektrotechniki i Automatyki, Gdańsk, Polska

**INP-LAPLACE, Toulouse, France

KONCEPCJA I ANALIZA SENSORA/AKTUATORA PIEZOELEKTRYCZNEGO DO POMIARU PROCESU STARZENIA SIĘ LUDZKIEJ SKÓRY

DESIGN AND ANALYSIS OF A PIEZOELECTRIC RESONANT SENSOR/ ACTUATOR FOR MEASURING THE AGING PROCESS OF HUMAN SKIN

Streszczenie: Niniejszy artykuł przedstawia nową koncepcję piezoelektrycznego sensora/aktuatora przeznaczonego do pomiaru właściwości mechanicznych tkanek miękkich a w szczególności skóry ludzkiej. Wyjaśnione jest analityczne podejście z wykorzystaniem schematu zastępczego Mason'a określającego aktuator w stanie rezonansu oraz opis metody impedancji elektromechanicznej wykorzystanej w systemie pomiarowym. Analiza z użyciem metody elementów skończonych jest przedstawiona w celu oceny wybranej struktury sensora/aktuatora. Zaproponowana metoda pomiaru jest zweryfikowana eksperymentalnie za pomocą prototypu sensora/aktuatora typu bimorph.

Abstract: This paper is devoted to a new conception of a piezoelectric sensor/actuator designed for the characterization of mechanical properties of the human skin. An theoretical analytical approach is shown in order to establish the link between the electromechanical Mason diagram obtained for a resonance frequency and the contact stiffness calculated with the Hertz's theory. A finite element method analysis is then presented in order to assess the performance of the chosen topology of piezoelectric sensor/actuator. Finally, the proposed method of impedance characterization is verified experimentally by a prototype of bimorph sensor/actuator.

Słowa kluczowe: impedancja elektromechaniczna, piezoelektryczność, sensor/aktuator

Keywords: electromechanical impedance, piezoelectricity, sensor/actuator

1. Wstęp

Zastosowania praktyczne zjawiska piezoelektrycznego zapoczątkował w 1917 roku francuski matematyk i fizyk Paul Langevin, wprowadzając piezoelektryczny generator ultradźwiękowy stosowany do namierzania łodzi podwodnych. Wkrótce po wynalazku Langevin'a zostały wprowadzone pierwsze mikrofony piezoelektryczne, telefony, przetworniki dźwiękowe, urządzenia do pomiaru wibracji i przyspieszeń. Zakres zastosowań przetworników piezoelektrycznych rozszerzył się gwałtownie po 1945 roku. Przetworniki piezoelektryczne znalazły zastosowanie w, m.in.: ultradźwiękowych liniach przekaźnikowych, ultradźwiękowej terapii medycznej oraz diagnostyce, urządzeniach do ciągłego przemysłowego monitoringu właściwości fizycznych i chemicznych substancji. W tym samym czasie, bardziej wydajne przetworniki elektroakustyczne stały się dostępne. Przetworniki piezoelektryczne wykorzystywane są do pomiaru szerokiego spektrum wielkości mechanicznych oraz termicznych, m.in.: siły,

ciśnienia, przyspieszenia, ciężaru, prędkości kątowej, momentu, deformacji, temperatury, itd. Pod względem dokładności takie urządzenia, w wielu wypadkach, przewyższają przetworniki oparte o standardowe ustroje pomiarowe [6].

Obecnie, przetworniki piezoelektryczne są stosowane w medycynie i bioinżynierii do tomografii ultradźwiękowej, w pomiarach pulsu, urologii, okulistyce, itd. Poniższy artykuł opisuje piezoelektryczny przetwornik rezonansowy przeznaczony do zastosowań dermatologicznych. Celem takiego sensora/aktuatora jest ocena stanu skóry poprzez pomiar właściwości mechanicznych tkanki. W ramach charakterystyki właściwości mechanicznych skóry, można wyróżnić nowe metody. Oprócz istniejących już systemów opartych na statycznej charakterystyce (wglębienie, testy przyczepności, itp.), można wymienić metody dynamiczne. W ramach badań opisanych w tym artykule zastosowano metodę dynamicznego wglębnienia (ang. *dynamic indentation method*). Metoda ta polega na rejestrowaniu siły działającej na badaną tkankę jako funkcji

przemieszczenia wywołanego przez wgłębnik. Poza statyczną siłą, na powierzchnię testowanej tkanki wprowadzane są wibracje [5]. W ramach powyższej metody zaprezentowany jest system piezoelektryczny wykorzystujący zmienność impedancji elektromechanicznej aktuatorów rezonansowych.

2. Opis systemu pomiarowego

Skóra jest najbardziej istotnym z naszych organów, i jednym z bardziej wrażliwych. Jest naszym pierwszym trybem komunikacji, i najbardziej skuteczną metodą obrony. Zarówno w kwestii medycznej, chirurgicznej, farmakologicznej i kosmetycznej skórą zainteresowany jest szereg badaczy (m.in. w zakresie chorób skóry, leków farmakologicznych czy doskonalenia produktów kosmetycznych). Warty podkreślenia jest fakt, że właściwości mechaniczne skóry odgrywają kluczową rolę w ocenie i docelowo kontroli procesu starzenia i leczenia ran [8].

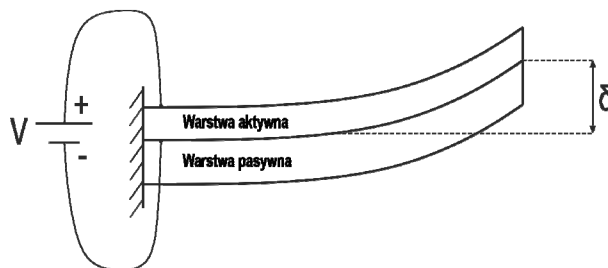
Skóra, przez swoją budowę – superpozycję kilku warstw, charakteryzuje się skomplikowanym zachowaniem pod względem mechanicznym. Struktura skóry jest niejednorodna i anizotropowa. Te cechy sprawiają, że mechaniczne właściwości skóry (moduł Younga, sztywność, lepkość) są zależne od wielkości i rodzaju zastosowanych do pomiaru sił (skręcanie, ściskanie, rozciąganie, ssanie). Aby dokonać charakterystyki właściwości skóry, ważne jest, aby korzystać z stymulacji w odpowiednim zakresie siły ($<1N$) i głębokość penetracji ($<1\text{ mm}$). Ponadto, częstotliwość stymulacji skóry powinna zawierać się w zakresie wrażliwości receptorów skóry. Bodziec wykraczający poza te granice może modyfikować mierzone wielkości mechaniczne i w rezultacie wpłynąć na zmiany charakterystyki skóry [5], [8]. Wymagania techniczne stawiane badanemu sensorowi/aktuatorowi zostały określone zgodnie z rozważaniami przedstawionymi powyżej.

Decyzji aby wykorzystać rezonansowy sensor/aktuator piezoelektryczny dokonano biorąc pod uwagę fakt, że takie systemy spełniają wszystkie wymagania dotyczące charakterystyki wielkości mechanicznych ludzkiej skóry. Urządzenia piezoelektryczne nadają się do generacji mikroskopijnych przemieszczeń wysokiej częstotliwości. Mogą

być również wykorzystywane do wytwarzania fal akustycznych o częstotliwości do kilkudziesięciu megaherców. Są one małe, wytrzymałe i nie wytwarzają zakłóceń elektromagnetycznych. Ta sama struktura może pełnić rolę czujnika lub siłownika, co prowadzi do wyższego poziomu integracji [3], [7].

Biorąc pod uwagę metodę wgłębienia stosunkowo miękkich tkanek, aktulatory działające w trybie zginania są często najlepszym wyborem - dzięki ich czułości. Piezoelektryczne urządzenia pracujące w trybie zginania zostały zaproponowane do szeregu zastosowań: pomiaru sztywności, ciśnienia, jako czujniki temperatury lub jako dylatometry. Specjalnie wyprodukowane piezoelektryczne struktury bimorficzne zostały wykorzystane jako czujniki do mikroskopów sił atomowych (ang. Atomic Force Microscope - AFM), osiągających poziom czułości w zakresie *femtoN* [3].

Z powodów opisanych powyżej wybrano sensor/aktuator piezoelektryczny typu bimorph. Zazwyczaj, struktura ta charakteryzuje się dobrą elastycznością (zginający tryb działania), a tym samym wykazuje odpowiedni poziom czułości względem mierzonych wielkości. Piezoelektryczny sensor / aktuator typu bimorph składa się z dwóch podstawowych warstw. Warstwa piezoelektryczna połączona jest z bierną, elastyczną warstwą. Gdy napięcie zostaje dostarczone do powierzchni warstwy piezoelektrycznej, pojawiają się naprężenia poprzeczne oraz podłużne w tej warstwie. Warstwa elastyczna blokuje odkształcenia poprzeczne i w rezultacie asymetria całej struktury prowadzi do odkształceń zginających. Podstawowe, prostokątne urządzenie typu bimorph znajduje się na Rys. 1. W celu skorzystania z metody wgłębienia, mała sztywna półkula (wgłębnik) jest przyklejona do niezamocowanego końca czujnika/aktuatora typu bimorph.



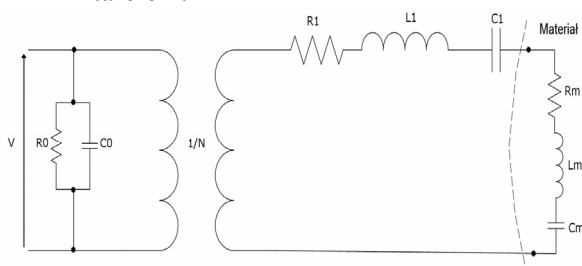
Rys. 1 Przetwornik piezoelektryczny typu bimorph – zasada działania

3. Metoda impedancji elektro mechanicznej

Metoda impedancji elektromechanicznej opiera się na pobudzeniu sensora/aktuatora typu bimorph przez serię sygnałów o częstotliwości, zazwyczaj w okolicy mechanicznego rezonansu struktury. Wynikiem jest odpowiedź systemu w postaci funkcji impedancji w zależności od tych częstotliwości. Zmienność impedancji sondy aktuatora, będącego w kontakcie z badanym materiałem, jest funkcją fizycznych właściwości kontaktu (sztywności kontaktu, siły tarcia kontaktu, przyłożonej siły), które mogą być powiązane z właściwościami materiału dzięki wykorzystaniu odpowiednich modeli. A zatem, odpowiedź systemu w postaci impedancji elektromechanicznej można nazwać elektryczną sygnaturą właściwości mechanicznych materiału [2], [4].

Metoda impedancji elektromechanicznej jest ściśle związana z schematem zastępczym Mason'a. Dzięki takiej reprezentacji, możliwym jest opis właściwości materiałowych testowanych próbek, jak i samego sensora/aktuatora. Obwód zastępczy Mason'a dla aktuatora piezoelektrycznego w stanie rezonansu przedstawiony jest na Rys. 2. Składa się on z dwóch równoległych gałęzi:

- Gałęzi statycznej, odpowiadającej R_0 i C_0 , połączonym równolegle, opisującym czysto dielektryczne właściwości przetwornika, C_0 oznacza pojemność mechanicznie zablokowanego elementu, podczas gdy R_0 modeluje straty dielektryczne;
- Gałęzi dynamicznej (R_1 , L_1 , C_1), która odpowiada za mechaniczne właściwości drgającego elementu, gdzie indukcyjność L_1 - modeluje inercję, pojemność C_1 - sztywność i rezystancja R_1 - straty spowodowane tarciami.



Rys. 2 Obwód zastępczy Mason'a dla rezonansowego aktuatora piezoelektrycznego będącego w kontakcie z testowanym materiałem

W ramach powyższych rozważań, istotne jest, aby oszacować mechaniczne właściwości aktuatora, jak i badanego materiału. Przydatnym okazuje się współczynnik elektromechanicznej transformacji N . W związku z czym, gałąź dynamiczna może być zapisana w następujący sposób:

$$K = N^2 / C_1 \quad (1)$$

$$M = N^2 \cdot L_1 \quad (2)$$

$$D_s = N^2 \cdot R_1 \quad (3)$$

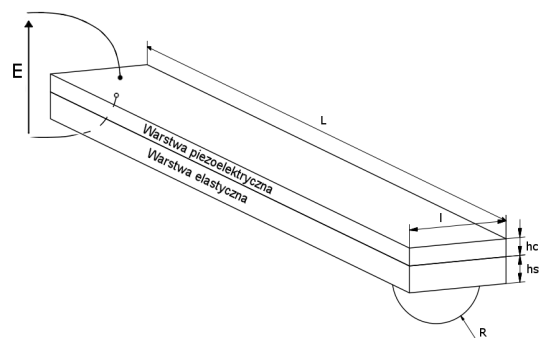
$$N = (1 / R_1)(q / V)^{-1} \quad (4)$$

Gdzie: K - sztywność, M - masa, D_s - dyssypacja, q - prędkość wibracji, V - napięcie zasilania

W celu oszacowania właściwości mechanicznych testowanych materiałów niezbędnym jest porównanie obwodu zastępczego Masona dla nieobciążonego aktuatora z aktuatorem będącym w kontakcie z materiałem.

4. Analiza metodą elementów skończonych

W tej sekcji przedstawiony jest model numeryczny badanego sensora/aktuatora. W ramach analizy MES dokonana jest ocena wybranej struktury. To wstępne badanie ma na celu określenie optymalnych warunków pomiarowych dla charakterystyki tkanek miękkich metodą impedancji elektromechanicznej. Model sensora/aktuatora typu bimorph wraz z jego wymiarami geometrycznymi przedstawiony jest na Rys. 3. Składa się on z warstwy aktywnej (materiał piezoelektryczny), warstwy pasywnej (materiał elastyczny), oraz z wgłębienia (sztywna półkula) zamocowanego na końcu aktuatora. Model ten wykorzystuje te same wymiary co prototyp użyty w analizie eksperymentalnej.

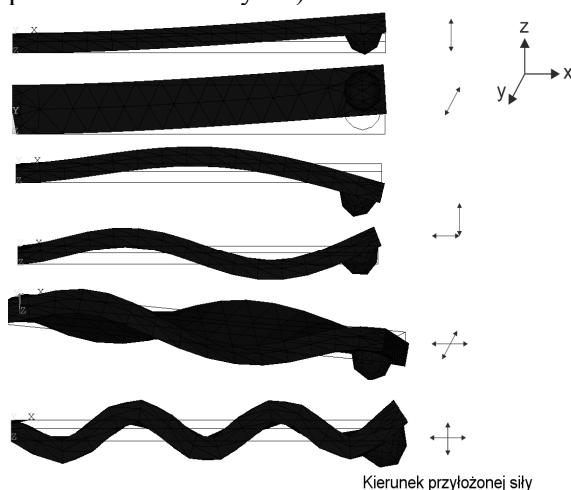


Rys. 3 Geometria sensora/aktuatora typu bimorph

Dwa rodzaje ceramiki piezoelektrycznej zostały użyte w warstwie aktywnej: ceramika P1-89 oraz P1-91. Jako warstwę pasywną wykorzystano stal oraz mosiądz. Jako wgłębnik zastosowano półkulę wykonaną z stali 100C6. Obliczenia zostały wykonane z wykorzystaniem zdefiniowanego przez użytkownika modelu oraz warunków brzegowych w pakiecie oprogramowania ANSYS. Podczas analizy statycznej warstwa piezoelektryczna zasilona była napięciem DC o wartości $E=200V$. Najciekawszym z trybów pracy systemu okazało się odkształcenie wzdłuż osi Z modelu, jako że odpowiada ono normalnemu pobudzeniu powierzchni skóry (głębokości penetracji skóry). Maksymalne odkształcenie $\delta=32,69\mu m$ uzyskano dla połączenia ceramiki P1-91 i mosiądzu. Wartość ta może być powiązana z maksymalnym wychyleniem aktuatora w stanie rezonansu za pomocą współczynnika dobroci układu Q [1].

Kolejnym etapem była symulacja modalna, której celem było określenie charakterystyki drgań konstrukcji (m.in. definicja naturalnych częstotliwości rezonansowych oraz opowiadających im odkształceń). W przypadku badanego sensora/aktuatora bimorph symulacja została wykonana w zakresie częstotliwości od 200Hz do 27kHz, obejmującym zakres wrażliwości receptorów skóry.

W analizie uwzględniono pierwsze czternaście częstotliwości rezonansowych (zawierających podstawowe tryby pracy aktuatora przedstawione na Rys. 4).



Rys. 4 Wyniki analizy modalnej: odkształcenia aktuatora bimorph odpowiadające naturalnym częstotliwościom rezonansowym; kierunek siły przyłożonej do testowanego materiału

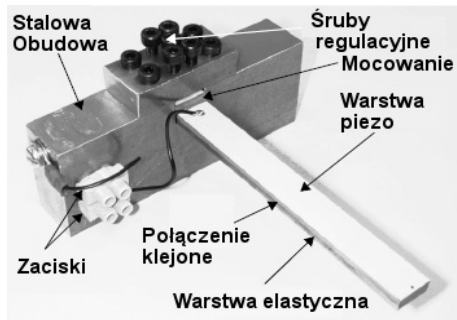
Dla każdej częstotliwości drgań systemu, siła generowana przez wgłębnik działa w różnych kierunkach i powoduje różne powierzchnie styku z testowanym materiałem. To przyczynia się do zmiennych warunków pod względem tarcia i poślizgu między kulistym wgłębnikiem i analizowaną próbką. Aktuatory piezoelektryczne, charakteryzujące się małą amplitudą drgań, pracują w obszarze częściowego poślizgu, ponieważ powierzchnia styku jest często większa niż amplituda vibracji. W tych warunkach, współczynnik tarcia między wgłębnikiem a testowaną powierzchnią może się zmienić w zależności od rozpatrywanego trybu pracy aktuatora. Powyższe fakty podkreślają wpływ wyboru trybu pracy sensora/aktuatora na warunki kontaktu pomiędzy wgłębnikiem i próbką. Dlatego też wybór właściwej częstotliwości rezonansowej przetwornika może umożliwić lub znacznie ułatwić pomiary właściwości mechanicznych tkanek miękkich.

Podsumowując, najbardziej odpowiednim dla rozpatrywanej sytuacji trybem pracy sensora/aktuatora był tryb pierwszy - dzięki deformacjom w kierunku normalnym względem testowanego materiału i najwyższej amplitudzie vibracji. Niemniej jednak, naturalne częstotliwości rezonansowe wyższych rzędów również zostały ocenione eksperymentalnie (ze względu na ich interesujący wpływ (połączenie tarcia i poślizgu) na warunki pomiaru).

5. Analiza eksperymentalna

W celu eksperymentalnej weryfikacji proponowanej metody wykorzystano prototyp piezoelektrycznego sensora/aktuatora typu bimorph. Urządzenie przedstawione na Rys. 5, składa się z warstwy aktywnej (ceramika piezoelektryczna P1-89) i mosiężnej warstwy pasywnej sklejonych razem (za pomocą nieprzewodzącego kleju). Jako kulisty wgłębnik zastosowano stal typu 100C6.

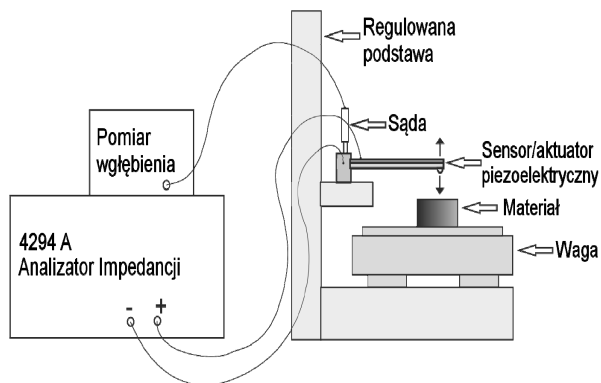
Wymiary fizyczne są następujące: długość aktywna - $L=0,1m$, szerokość - $l=0,012m$, wysokość warstwy czynnej - $hc=0,002m$, wysokość warstwy pasywnej - $hs=0,003m$, promień wgłębника $R=0,005m$.



Rys. 5 Prototyp sensora/aktuatora typu bimorph

Pierwszym etapem pomiaru było wykrycie częstotliwości rezonansowych wszystkich podstawowych trybów pracy sensora/aktuatora oraz odpowiadających im maksymalnych odkształceń. Do tego zadania wykorzystano wzmacniacz wysokiego napięcia (przeznaczony do zastosowań piezoelektrycznych) sterowany przez generator funkcyjny. Odkształcenia układu były zarejestrowane przez system wibrometru laserowego.

Główną częścią analizy eksperymentalnej była rejestracja impedancji elektromechanicznej systemu oraz wykrywanie parametrów obwodu zastępczego Mason'a dla nieobciążonego oraz obciążonego (będącego w kontakcie z badaną próbką) sensora/aktuatora piezoelektrycznego. Stanowisko badawcze przedstawiono na Rys. 6.



Rys. 6 Stanowisko pomiarowe do analizy impedancji elektromechanicznej

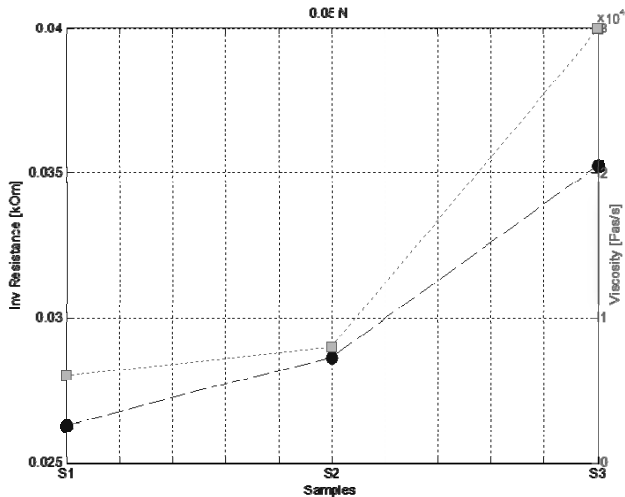
Sensor/aktuator zamocowano na regulowanej podstawie w celu umożliwienia sterowanych warunków kontaktu z badanymi materiałami. Analizowane próbki zostały umieszczone na wadze elektronicznej w celu pomiaru działającej na nie siły F_N .

Dla każdego z testowanych materiałów, rejestrowano odpowiedzi sensora/aktuatora z wykorzystaniem analizatora impedancji. Próbki polimerów (o znanej sztywności i module Young'a) zostały wykorzystane jako substytut skóry ludzkiej, z uwagi na ich podobne właściwości mechaniczne. Pierwszą grupę 6 polimerów poddano sile $F_N=0,6N$, a druga grupę 3 polimerów - $F_N=0,05N$. Parametry mechaniczne badanych materiałów ekstrahowano przez porównywanie wyników aktuatora nieobciążonego oraz będącego w kontakcie z polimerami. Dwa parametry były szczególnie interesujące. Rezystancja R_M , która modeluje straty spowodowane tarcieniem i pojemność C_M będąca obrazem sztywności kontaktu aktuator/materiał [3]. Parametry te będą omówione szczegółowo w ostatniej części tego artykułu.

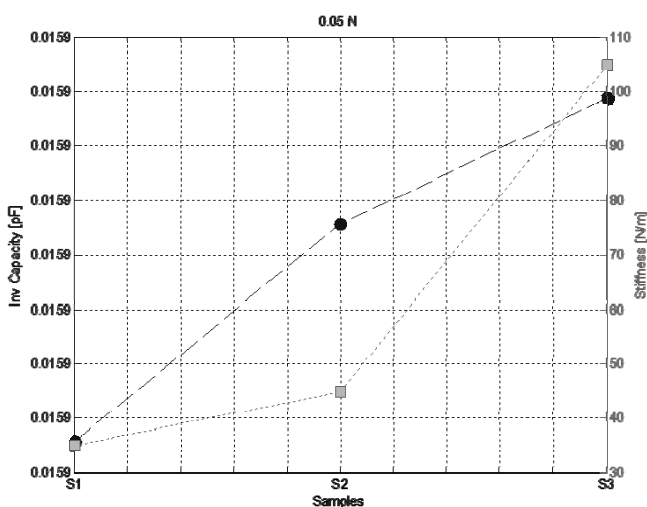
6. Analiza wyników

W tym paragrafie zaprezentowane są wyniki pomiaru impedancji różnych próbek materiału. Dane uzyskane za pomocą piezoelektrycznego sensora/aktuatora są porównywane ze znanymi danymi materiałowymi polimerów. Odnośnie obwodu zastępczego dla przetwornika piezoelektrycznego dwa parametry są brane pod uwagę: rezystancja R_M oraz pojemność C_M . Na podstawie powyższych wielkości, sensor/aktuator typu bimorph jest zdolny różnicować badane materiały. Jest czuły na zmiany warunków tarcia i sztywność kontaktu, które mogą być związane z lepkością i sztywnością badanych materiałów. Takie rozróżnienie może służyć jako metoda oszacowania wieku tkanki (ocena utraty elastyczności) lub wykrywania nieprawidłowych stanów skóry.

Rys. 7 przedstawia porównanie rezystancji obwodu zastępczego R_M i lepkości badanych polimerów. Natomiast na Rys. 8 zestawiono pojemność obwodu zastępczego C_M i sztywność testowanych polimerów.



Rys. 7 Rozwój rezystancji R_M obwodu zastępczego dla sensora/aktuatora typu bimorph (linia niebieska) oraz lepkości polimerów (linia zielona)



Rys. 8 Rozwój pojemności C_M obwodu zastępczego dla sensora/aktuatora typu bimorph (linia niebieska) oraz sztywności polimerów (linia zielona)

Istotnie, analiza impedancji elektromechanicznej sensora/aktuatora typu bimorph wskazuje, że ten typ przetwornika piezoelektrycznego może być stosowany do oceny właściwości mechanicznych tkanek miękkich, takich jak: sztywność i lepkość. Jednak, powyższy typ analizy dostarcza jedynie względnych informacji o właściwościach

mechanicznych materiałów. Wartości bezwzględne nie są możliwe do otrzymania, bez wykorzystania próbki referencyjnej. Niemniej jednak, wyniki te są bardzo obiecujące w odniesieniu do możliwości charakterystyki materiałów przez pomiary impedancji elektromechanicznej.

7. Literatura

- [1] Dalessandro L., Rosato D.: *Finite-Element Analysis of the Frequency Response of a Metallic Cantilever Coupled With a Piezoelectric Transducer*. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement cz. 54, nr. 5, 2005, s. 1881-1891
- [2] Ling S-F., Xie Y.: *Detecting mechanical impedance of structures using the sensing capability of a piezoceramic inertial actuator*. Sensors and Actuators cz. A93, 2011, s. 243-249
- [3] Nima Mahmoodia S., Daqaqb M. F., Jalili N.: *On the nonlinear-flexural response of piezoelectrically driven microcantilever sensors*. Sensors and Actuators cz. A153, 2009 s. 171-179
- [4] Norris A. N.: *Impedance of a sphere oscillating in an elastic medium with and without slip*. Journal of the Acoustical Society of America cz. 119, nr. 4, 2006, s. 2062-2066
- [5] Pailler-Mattei C., Bec S., Zahouani H.: *In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests*. Medical Engineering & Physics cz. 30, 2008, s. 599-606
- [6] Sharapov V.: *Piezoceramic Sensors*. Microtechnology and MEMS, 2011, Springer
- [7] Suresh K., Uma G., Umopathy M.: *Design of a resonance-based mass sensor using a self-sensing piezoelectric actuator*. Smart Materials and Structures cz. 21, 2012, s. 025015-025021
- [8] Wiertelwski M., Lozada J., Hayward V.: *The Spatial Spectrum Of Tangential Skin Displacement Can Encode Tactile Texture*. IEEE Transactions on Robotics cz. 27, 2011, s. 461-472

Autorzy

dr hab. inż. Mieczysław Ronkowski, prof. PG, tel. +48 58 347 2087, e-mail: m.ronkowski@ely.pg.gda.pl
 mgr inż. Łukasz Sienkiewicz, doktorant, tel. +48 58 347 26 48, lksienkiewicz@wp.pl
 Katedra Energoelektroniki i Maszyn Elektrycznych, Politechnika Gdańska, ul. Narutowicza 11/12, 80-233 Gdańsk
 dr hab. inż. Jean-Francois Rouchon, prof. INP, Jean-Francois.Rouchon@laplace.univ-tlse.fr, INP-LALPLACE, Toulouse, France

Recenzent

prof. dr hab. inż. Tadeusz Glinka