

Michał ORACZ, Zakład Mechaniki, Instytut Techniki Lotniczej i Mechaniki Stosowanej,
Politechnika Warszawska, Warszawa

WERYFIKACJA MODELU SZTUCZNEGO MIĘŚNIA ZBUDOWANEGO Z PŁYTKI IPMC ZA POMOCĄ ANALIZY KINEMATOGRAFICZNEJ

Streszczenie. Parametry modelu funkcjonalnego sztucznego mięśnia zbudowanego z płytek IPMC należy zidentyfikować. Do tego celu zastosowano analizę kinematograficzną. Dzięki tej metodzie można zasymulować zmianę kształtu sztucznego mięśnia nie tylko w funkcji przyłożonego napięcia lecz również czasu. Model uzupełniony o wyliczone eksperymentalnie parametry może służyć symulacjom pracy mięśnia w podobnych warunkach.

1. WSTĘP

Analiza kinematograficzna jest częstym narzędziem do identyfikacji różnych procesów. Głównie stosuje się ją (np. w biomechanice) do matematycznego opisu ruchu układu ciał w celu późniejszego znalezienia sił, które ten ruch powodują. W pracy użyto jednak tej metody do identyfikacji parametrów funkcjonalnego modelu płytek IPMC (przewodzącego jonowo kompozytu polimeru i metalu) oraz porównania modelu z rzeczywistą pracą urządzenia.

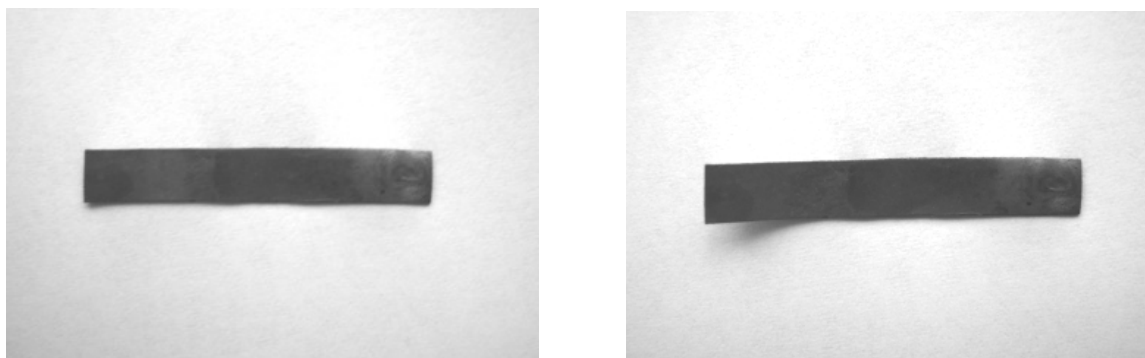
Model płytki na bazie fundamentalnych podstaw pracy IPMC został zaimplementowany w ANSYSie metodą elementów skończonych (MES). Do celów rejestracji została użyta kamera cyfrowa umożliwiająca łatwe robienie zrzutów w dowolnej chwili w ruchu. Umożliwiło to zidentyfikowanie parametrów układu: modułu Younga oraz parametru definiującego rozkład wykładniczy rozpuszczalnika. Rozwiązania z symulacji zostały porównane z rzeczywistymi przebiegami czasowymi zginania się płytki.

2. PODSTAWOWE INFORMACJE O IPMC

2.1. Budowa IPMC

Najczęściej IPMC występuje w postaci cienkich płytek. Spowodowane jest to charakterystycznym sposobem działania. Połączenie polimeru (który stanowi macierz płytki) oraz metalu (jako elektrod i granulek uwieczonych w macierzy) nie wystarczy by aktywować urządzenie. Polimer musi dysocjować i łatwo przewodzić jony, a jednocześnie stanowić ciało stałe o odpowiednich właściwościach mechanicznych, jeśli ma być wykorzystany jako mini napęd musi być wystarczająco sztywny. Najczęściej stosowanym elektroaktywnym polimerem (dostępnym na rynku) jest Nafion 117. Polimer ten nasączony polarnym rozpuszczalnikiem (wodą) zmienia w istotny sposób swoją objętość. Wysoka polarność powoduje, że jony „pociągają” za sobą cząstki rozpuszczalnika zmieniając lokalnie objętość. Nagły wzrost stężenia jednego ze składników powoduje zmianę kształtu. Ruch jonów między płytkami metalu jest możliwy po przyłożeniu do płytek napięcia. Napięcie z baterii 1,5V wystarczy by uruchomić cały proces. Jest jednak wiele problemów, które ograniczają popularne zastosowanie tego materiału.

Podstawowym problemem jest duża nieprzewidywalność pracy IMPC. Płytkę wyjętą z pojemnika z dejonizowaną wodą tylko przez krótki okres pozostaje wystarczająco nawilżona, żeby efektywnie pracować. Wysychając zmienia nieoczekiwanie kształt.



Rys.1 Kilka sekund po położeniu na chłonący wodę papier płytka zmienia kształt

Woda jest czynnikiem plastyfikującym polimer (obniżającym temperaturę zeszklenia), więc zmiana jej stężenia powoduje zmianę właściwości mechanicznych (np. zmianę Modułu Younga) o kilkadziesiąt lub nawet kilkaset procent. Dla cienkich płytek bardzo trudno jest zmierzyć aktualne stężenie.

2.2. Identyfikacja modułu Younga

W pracy zaproponowano sposób szybkiego oszacowania modułu Younga. Zamocowana w uchwycie i nie podłączona do generatora płytka ugnie się pod wpływem siły ciężenia. Wychylenie można łatwo zmierzyć w programie graficznym analizując cyfrowe zdjęcie. Zmieniając parametry modelu MES można uzyskać wychylenie identyczne ze zmierzonym. W związku z tym, że IMPC jest mało ściśliwe należy przyjąć współczynnik Poissona $\nu = 0,45$. Maksymalne stężenie wody w nafionie jest około 25-30%. Wtedy $E = 50\text{MPa}$. Moduł Younga może dla suchych płytek zmieniać się nawet do 200Mpa.

3. OBLICZENIA MES

3.1. Elementy i właściwości materiałowe

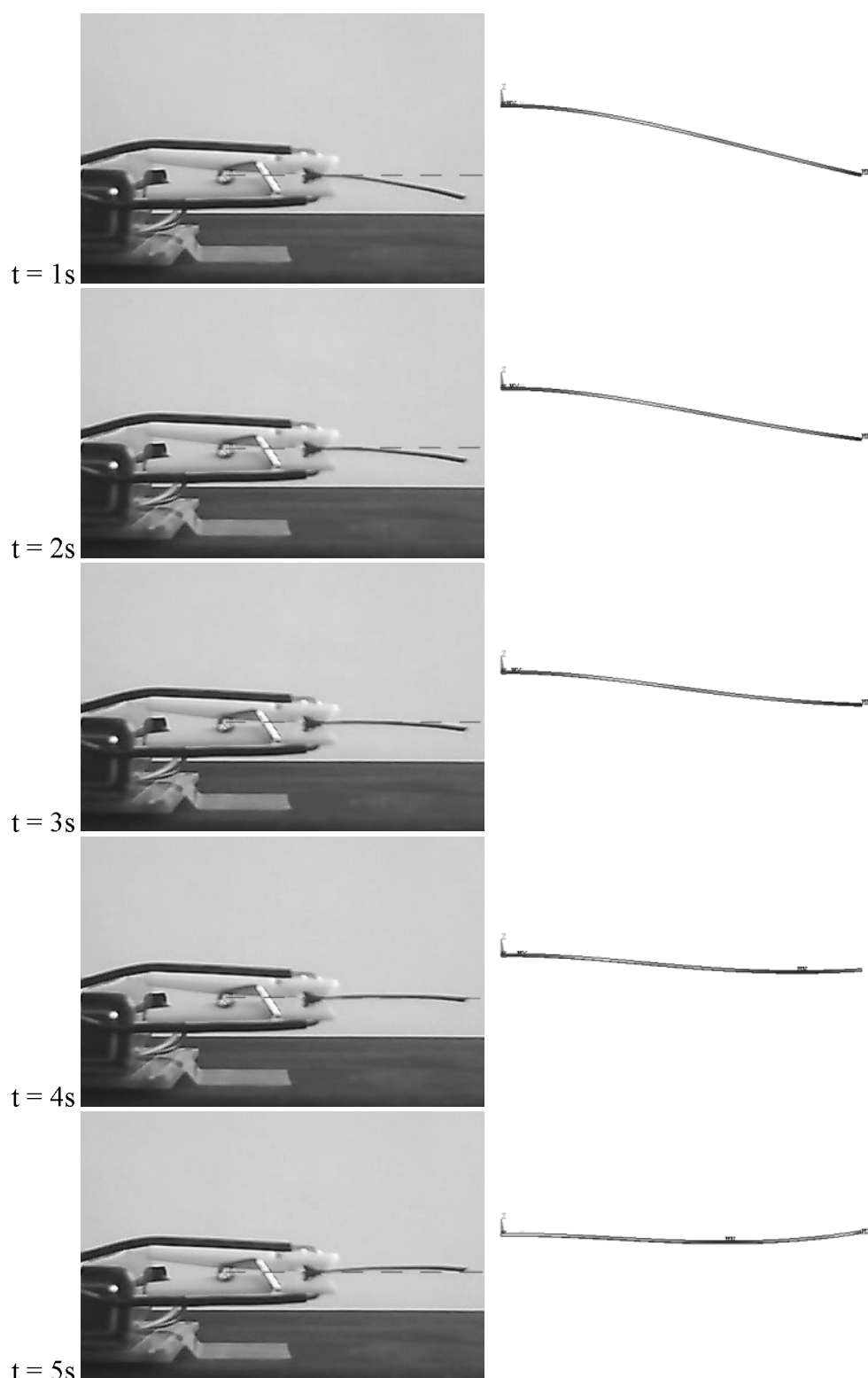
Aby ułatwić obliczenia i późniejszą interpretację wyników wybrano bardzo prosty model MES płytki IMPC o wymiarach (4mm x 30mm x 0,2mm). Na rys.1 widać miejsce mocowania (małe wgłębienie) płytki w uchwycie. Założono, że płytka jest zamurowana 3 mm od jej końca.

Wybrano elementy Solid45, materiał izotropowy o współczynniku Poissona $\nu = 0,45$, module Younga (p.2.2) $E = 50\text{MPa}$, gęstości $\rho = 1800\text{ kg/m}^3$, współczynnik rozszerzalności na skutek zmiany stężenia rozpuszczalnika $\lambda = 0,004$. Płytkę umieszczono w polu grawitacyjnym $g = 9,81\text{ m/s}^2$.

3.2. Obliczenia

Włączono ustawienia dużych deformacji z 5 krokami czasowymi co 1s na każdym z dwóch etapów. Pierwszy etap to wyliczenie wychylenia wstępnego pod wpływem pola grawitacyjnego. Drugi etap to zmiana kształtu wynikająca ze zmiany stężenia na skutek pojawienia się napięcia 2V na elektrodach i przemieszczania się wody wraz z jonami. Dzięki

dwukrokowemu potraktowaniu zagadnienia możemy obserwować zmiany czasowe prostowania się płytki w polu grawitacyjnym.



Rys. 2. Rzeczywiste kształt płytki i obliczony

4. PODSUMOWANIE

Stosując metodę dwukrokową (używając Load Steps) można symulować zginanie się (tu prostowanie) w czasie płytki z IPMC wstępnie obciążonej siłami ciężkości. Zmiany są dość

powolne, więc efekty bezwładnościowe nie odgrywają dużej roli. Metoda kinematograficzna była zastosowana z powodzeniem do wyznaczenia modułu Younga, do znalezienia rozkładu stężenia realizującego zginanie z maksymalnym wychyleniem oraz potwierdzenia, że obliczone wychylenia końcówki płytki z niewielkim błędem oddają rzeczywistość.

Widoczna na rys.2 różnica kształtów może wynikać z nieidealnego zamocowania, z początkowego rozkładu jonów oraz nierównomiernego nawilżenia płytki. Założony model początkowego jednorodnego rozkładu jonów nie był spełniony. Wstępnie płytka była podłączona do napięcia o przeciwnym kierunku niż to, które zrealizowaliśmy. Spowodowane jest to faktem, iż skumulowane przy jednej z elektrod jony (zanim w wolnym procesie stężenia się wyrównają) mają do pokonania całą szerokość płytki, więc mają dużo większe możliwości zmiany kształtu.

LITERATURA

- [1] Kim K. J., Shahinpoor M.: Applications of polyelectrolytes in ionic polymeric sensors, actuators, and artificial muscles, Handbook of Polyelectrolytes. vol 3, eds. S. Tripathy, J. Kumar, H. S. Nalwa (Stevenson Ranch, CA: American Scientific Press), 1–22, 2002.
- [2] Shahinpoor M., Kim K. J.: Ionic polymer–metal composites: IV. Industrial and medical applications. Smart Materials and Structures, 14, 197-214, 2005.
- [3] Dokumentacja programu ANSYS 5.7
- [4] Oracz M., Pietrucha J.A.: Simulation of cardiac contraction assistance made of ionic polymer-metal composite, Zasztyy Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej Politechniki Śląskiej,26:271-274, 2006

ARTIFICIAL MUSCLE MADE OF IPMC PLATE, MODEL VERIFICATION USING CINEMATOGRAPHY ANALYSIS

Summary. We can use cinematography analysis to find functional model parameters of artificial muscles made of IPMC. Its possible to simulate changing shape as a function of time and with similar to real conditions.