

OSZACOWANIE MAKSYMALNEGO NAPRĘŻENIA KONTAKTOWEGO NA POWIERZCHNI PANEWKI ENDOPROTEZY STAWU BIODROWEGO PRZY UŻYCIU ROZMYTEGO SYSTEMU WNIOSKOWANIA

SYLWIA SOBIESZCZYK

WYDZIAŁ MECHANICZNY, POLITECHNIKA GDAŃSKA,
80-952 GDAŃSK, NARUTOWICZA 11/12,
SSOBIESZ@PG.GDA.PL

Streszczenie

Artykuł przedstawia rozmyty system wnioskowania dla oszacowania maksymalnego naprężenia kontaktowego na powierzchni panewki endoprotezy stawu biodrowego. Maksymalne naprężenie kontaktowe zostało określone na podstawie kąta Wiberga oraz masy ciała pacjenta.

[Inżynieria Biomateriałów, 58-60, (2006), 198-200]

Wprowadzenie

Przyczyną obluźnienia endoprotezy stawu biodrowego jest utrata stabilności trzpienia lub panewki implantu, co spowodowane jest przede wszystkim zbyt dużym naprężeniem kontaktowym na powierzchni panewki endoprotezy. Jako wartość graniczną (dopuszczalną) naprężenia najczęściej przyjmuje się 3 MPa [1]. W pracy przedstawiono metodę oszacowania maksymalnych naprężeń kontaktowych na powierzchni panewki, czyli obszaru przenoszenia obciążeń, biorąc pod uwagę wielkość kąta Wiberga (który określa wielkość powierzchni przenoszenia obciążenia) oraz masę ciała pacjenta. Zdecydowano się na wzięcie pod uwagę powyższych dwóch parametrów, ponieważ udowodniono, że wpływ wielkości kąta Wiberga, a zwłaszcza jego małe wartości odpowiadające zmniejszeniu się obszaru przenoszenia obciążenia, jak też i nadwaga pacjenta mogą doprowadzić do niekorzystnego zjawiska aseptycznego obluźnienia endoprotezy, a w konsekwencji do konieczności przeprowadzenia ponownej operacji alloplastyki stawu biodrowego [1,2,3].

Metodyka badań

Rozmyty system wnioskowania umożliwia operowanie wiedzą jakościową, w przeciwieństwie do wykonywania obliczeń na danych i wykorzystywania skomplikowanych modeli matematycznych za pomocą tradycyjnych programów komputerowych [4,5].

Dziedziny zbiorów wejściowych ustalono w oparciu o dane literaturowe [6,7,8,9], gdzie zaobserwowano zakresy zmienności dla parametrów geometrycznych układu głowa kości udowej – kość miednicza. Zakres zmienności dla kąta Wiberga to $(0^\circ\div 55^\circ)$, natomiast dla masy ciała $(40\div 85\text{kg})$, na podstawie badań przeprowadzonych dla danej grupy pacjentów [9]. Zbiory rozmyte wyjścia reprezentują maksymalne naprężenie kontaktowe na powierzchni panewki endoprotezy stawu biodrowego. Każdy z zbiorów odpowiada pewnemu zakresowi naprężeń, któremu nadano nazwy lingwistyczne: „małe, średnie, duże” dla wcześniej

MAXIMUM CONTACT STRESS ESTIMATION ON ACETABULAR SURFACE IN TOTAL HIP REPLACEMENT USING FUZZY REASONING SYSTEM

SYLWIA SOBIESZCZYK

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING,
GDAŃSK UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
80-952 GDAŃSK, NARUTOWICZA 11/12,
SSOBIESZ@PG.GDA.PL

Abstract

The article presents a fuzzy reasoning system for maximum contact stress estimation on acetabular surface in total hip replacement. The maximum contact stress has been described based on Wiberg's angle and patient's body.

[Engineering of Biomaterials, 58-60, (2006), 198-200]

Introduction

The reason of hip endoprosthesis loosening is the lost of implant stem or cup stability, which first of all, is the result of too high contact stress on upper part of endoprosthesis. As boundary (acceptable) value 3.0 MPa is assumed [1]. In the work, maximum contact stress on acetabular surface estimation method is presented, which means the area of load transfer on upper part of endoprosthesis taking into account Wiberg's angle (which describes the size of load transferring area) and patient's body weight. It has been decided to take into account above two parameters because it was proven that the size of Wiberg's angle, especially its small values, which are adequate to reduction of load transferring area, as well as patient's overweight, can lead to unfavorable phenomenon of aseptic endoprosthesis loosening and in consequence to revision hip alloplasty operation [1,2,3].

Materials and methods

Fuzzy reasoning system enable to operate with quality knowledge, on the contrary to numerical calculations on data and using complicated mathematical models by traditional computer programs [4,5]. Domains of input sets have been established based on literature data [6,7,8,9] where variability ranges for geometrical parameters of femoral head – pelvis system were observed. Variability range for Wiberg's angle is $(0^\circ\div 55^\circ)$, and for body weight: $(40\div 85\text{kg})$, based on research conducted on given group of patients [9]. Fuzzy output sets represent maximum contact stress on acetabular surface of the endoprosthesis. Each of the sets corresponds with certain stress range, with given linguistic names: "small, medium, large" for previously defined stress variability range $(1.6\div 12\text{MPa})$ [6]. Input and output variable domains were divided into fuzzy values, and membership functions for fuzzy sets were generated using triangular and trapezoidal membership function form [4,5]. Rule base corresponds with division of input and output space. It consists of 12 rules linking input values with output for certain parameters, which were introduced into Matlab environment, Fuzzy Toolbox [5]. Rules in the form of "if – then" can be

Wielkości wejściowe Input values	Masa ciała Body weight [kg]			
Kąt Wiberga Wiberg's angle [°]	Zakresy zmienności Variability ranges	X [40÷60]	Y [50÷70]	Z [60÷85]
	A [0÷10]	D	S	S
	B [5÷20]	M	M	M
	C [10÷30]	M	M	M
	D [20÷55]	M	M	M

TABELA 1. Tablica decyzyjna bazy reguł rozmytych.
TABLE 1. Decision table of fuzzy rule base.

określonego zakresu zmienności naprężenia (1,6÷12 MPa) [6]. Dokonano podziału dziedziny zmiennych wejściowych i wyjściowej na wartości rozmyte i wygenerowano funkcje przynależności dla zbiorów rozmytych, wykorzystując trójkątną i trapezoidalną postać funkcji przynależności [4,5]. Baza reguł odpowiada podziałowi przestrzeni wejść i wyjścia. Zawiera ona 12 reguł wiążących wartości wejść z wyjściem dla odpowiednich parametrów, które zostały wprowadzone do środowiska Matlab, Fuzzy Toolbox [5]. Reguły postaci: „jeżeli –to” można przedstawić w postaci tablicy decyzyjnej (TAB.1). Wykorzystano metodę wyostrzenia środka ciężkości do określenia wynikowej wartości wyjściowej maksymalnego naprężenia kontaktowego [4].

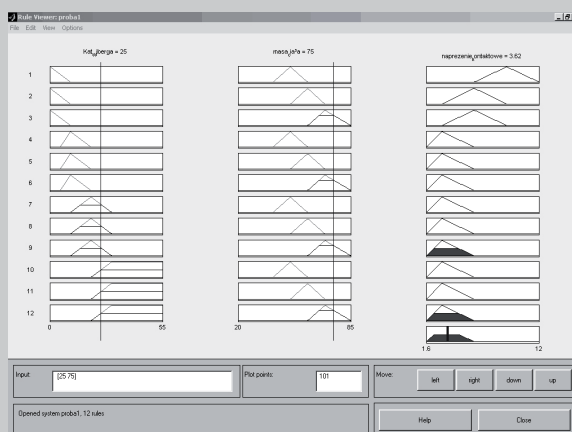
Wyniki badań i dyskusja

Dla wybranych wartości wielkości wejściowych zostało przeprowadzone wnioskowanie przybliżone, w wyniku którego na wyjściu otrzymano wynikowy zbiór wyjściowy (RYS.1). Po dokonaniu procesu wyostrzenia została wybrana jedna wartość będąca odpowiedzią na zadane wielkości wejściowe.

Jako przykład, określono maksymalne naprężenie kontaktowe dla stawu biodrowego o kącie Wiberga $v_{CE}=25^\circ$ oraz masie ciała pacjenta $W_B=75$ kg. Otrzymane maksymalne naprężenie kontaktowe na panewkę implantowanego biodra wynosi $p_{max}=3,62$ MPa. Otrzymana wartość naprężenia jest zbliżona do wartości uzyskanej przy pomocy programu HIPSTRESS, która dla powyższych danych wynosi 3,2 MPa [1], więc użycie zaproponowanej metody zamiast specjalistycznego programu komputerowego powoduje wystąpienie błędu tylko w granicach 10%.

Wnioski

Przedstawiony w pracy rozmyty system wnioskowania pozwala na oszacowanie wartości maksymalnego naprężenia kontaktowego w stawie biodrowym dla wybranych i znanych wartości kąta Wiberga oraz masy ciała pacjenta. Zaletą przedstawionej metody jest brak konieczności tworzenia skomplikowanych modeli matematycznych oraz prostota użytkowania. System rozmytego wnioskowania, w przedstawionej formie, może zostać użyty jako wstępne narzędzie do oszacowania wielkości maksymalnych naprężeń kontaktowych na powierzchnię panewki endoprotezy, która przenosi obciążenia. Struktura utworzonego systemu pozwala na łatwą modyfikację poszczególnych jej modułów, co powinno w przyszłości zwiększyć dokładność otrzymanych wyników.



RYS. 1. Wynikowe maksymalne naprężenie kontaktowe $p_{max}=3,62$ MPa na podstawie wielkości wejściowych kąta Wiberga $v_{CE}=25^\circ$ oraz masy ciała $W_B=75$ kg [5]
FIG.1. Resultant maximum contact stress $p_{max}=3,62$ MPa based on the input Wiberg's angle magnitude $v_{CE}=25^\circ$ and body weight $W_B=75$ kg [5].

presented as decision table (TAB.1). For resultant output value of maximum contact stress determination, the center of gravity defuzzification method was used [4].

Results and discussion

As a result of approximate reasoning for chosen input variables values, the resultant output set have been received (FIG.1). After defuzzification process, only one value was chosen, in response to given input values. As an example, maximum contact stress for hip joint with Wiberg's angle of $v_{CE}=25^\circ$ and patient's body weight of $W_B=75$ kg, was determined. The received maximum contact stress on acetabular surface of the hip is $p_{max}=3,62$ MPa. The obtained stress value is similar to the value achieved by using computer program HIPSTRESS, which for above data is 3.2 MPa [1], thus by using proposed method instead of specialistic computer program causes an error of 10% only.

Conclusions

Fuzzy reasoning system presented in this work unable maximum contact stress estimation on acetabular surface in total hip replacement for chosen and given Wiberg's angle values and patient's body weight. The advantage of presented method is lack of necessity for complicated mathematical models creation and usage simplicity. The fuzzy reasoning system, in presented form, can be used as the introductory tool for maximum contact stress estimation on acetabular surface in total hip replacement, which transfers load. The structure of created system unable an easy modification of particular modules, which should increase obtained results accuracy in the future.

- [1] Daniel M., Antolic V., Iglic A., Kralj-Iglic V.: Determination of contact hip stress from nomograms based on mathematical model. *Medical Eng. & Physics* 23 (2001) 347-357.
- [2] Włodarski J., Szarek A.: Analiza naprężeń i odkształceń w układzie kość - implant. *Biomechanics* 2003, Poznań, 557-562
- [3] Będziński R.: *Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane.* Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- [4] Łachwa A.: Rozmyty świat zbiorów, liczb, relacji, faktów, reguł i decyzji. *Problemy współczesnej nauki, teoria i zastosowania.* Akad. Oficyna Wyd. EXIT, Warszawa, 2001.
- [5] Jang R., Gulley N.: *Fuzzy Logic Toolbox User's Guide.* The MathWorks, Inc. 1995.
- [6] Czajkowski A., Cwanek J., Czajkowska M.: Stress values in the range of Wiberg angle of endoprosthesis cup in dependence from body weight of patient. *Mechanika w medycynie* 6, Rzeszów, 2002.

- [7] Mavcic B., Pompe B., Antolic V., Daniel M., Iglic A., Kralj-Iglic V.: Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips. *J. of Orthopaedic Research* 20 (2002) 1025-1030.
- [8] Genda E., Iwasaki N., Li G., MacWilliams B.A., Barrance P.J., Chao E.: Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing-effect of gender and anatomic parameters. *J. of Biomechanics* 34 (2001) 895-905.
- [9] Iglic A., Kralj-Iglic V., Daniel M., Macek-Lebar A.: Computer Determination of Contact Stress Distribution and Size of Weight Bearing Area in Human Hip Joint. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Eng.*5(2) (2002) 185-192.

WPŁYW STERYLIZACJI NA WŁAŚCIWOŚCI BIOLOGICZNE WARSTW AZOTOWANYCH WYTWORZONYCH NA STOPIE TYTANU Ti6Al4V W WARUNKACH WYŁADOWANIA JARZENIOWEGO

SOWIŃSKA A.*, ZAJĄCZKOWSKA A.*, CUKROWSKA B.*,
GODLEWSKI M.M.***, WIERZCHOŃ T.***, CZARNOWSKA E.*

*ZAKŁAD PATOLOGII, INSTYTUT – POMNIK CENTRUM ZDROWIA
DZIECKA
04-730 WARSZAWA, AL. DZIECI POLSKICH 20,
**WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ,
POLITECHNIKA WARSZAWSKA,
02-507 WARSZAWA, WOŁOSKA 141,
***WYDZIAŁ MEDYCYN WETERYNARYJNEJ,
SZKOŁA GŁÓWNA GOSPODARSTWA WIEJSKIEGO,
02-787 WARSZAWA,
UL. NOWOURSYNOWSKA 166
E-MAIL: CZARNOWSKA@CZD.WAW.PL

[*Inżynieria Biomateriałów, 58-60, (2006),200-202*]

Wstęp

Sterylizacja stanowi ostatni etap poprzedzający wszczepienie implantu do organizmu. Z danych literaturowych jest wiadomo, że sterylizacja plazmowa powoduje m.in. wzrost energii powierzchniowej i przyczynia się do zmniejszenia grubości warstwy tlenkowej na powierzchni materiału [1,2]. Natomiast zastosowanie autoklawu wpływa na wzrost warstwy tlenkowej oraz zmiany składu chemicznego powierzchni sterylizowanych materiałów [3,4]. Procesy sterylizacyjne poprzez zmianę właściwości powierzchni biomateriałów mogą wpływać na ich oddziaływanie z otaczającym środowiskiem biologicznym, a przez to decydować o dobrej integracji wszczepu z tkankami. Celem przeprowadzanych badań była ocena wpływu sterylizacji na biogodność stopu tytanu z wytworzoną w warunkach wyładowania jarzeniowego warstwą $TiN+Ti_2N+\alpha Ti(N)$ z ludzkimi fibroblastami w warunkach *in vitro* pod kątem adhezji komórkowej do próbek oraz aktywności biologicznej zaadherowanych komórek.

THE EFFECT OF STERILIZATION ON BIOLOGICAL PROPERTIES OF NITRIDED SURFACE LAYERS PRODUCED ON THE Ti6Al4V ALLOY UNDER GLOW DISCHARGE CONDITIONS

SOWIŃSKA A.*, ZAJĄCZKOWSKA A.*, CUKROWSKA B.*,
GODLEWSKI M.M.***, WIERZCHOŃ T.***, CZARNOWSKA E.*

*PATHOLOGY DEPT., THE CHILDREN'S MEMORIAL HEALTH INSTITUTE,
04-730 WARSAW, AL. DZIECI
POLSKICH 20
**FACULTY OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING,
WARSAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
02-507, WARSAW, WOŁOSKA 141,
***FACULTY OF VETERINARY MEDICINE,
WARSAW AGRICULTURAL UNIVERSITY,
02-787 WARSAW, NOWOURSYNOWSKA 166
E-MAIL: CZARNOWSKA@CZD.WAW.PL

[*Engineering of Biomaterials, 58-60, (2006),200-202*]

Introduction

Sterilization is the final step of implant preparation before surgery takes place. It is known from literature that plasma sterilization causes of an increase surface energy and contribute to the decrease thickness of oxide layer on the material surface [1,2]. Autoclaving effects the increase of oxide layer thickness and change in chemical composition of sterilized material surfaces [3, 4]. Sterilization may optimise interactions of biomaterial with tissue by mean of change in its physico-chemical properties. Thus, it may improve the ability of biomaterial to integrate with a graft. In this study we investigated the effect of sterilization on biological properties of titanium alloy with nitrided surface layer $TiN+Ti_2N+\alpha Ti(N)$ produced under glow discharge conditions using human fibroblasts in term cell adhesion and physiological behaviour of adhered cells.