

METODYKA OCENY PRZEPIYU CIEPŁA W ZABIEGACH PROTEZOPLASTYKI

SYLWIA ZIEMBA*, ANNA JASIK, MAREK PLAZA

POLITECHNIKA ŚLĄSKA, KATEDRA MECHANIKI MATERIAŁÓW, GLIWICE, POLSKA

*E-MAIL: SYLWIA.ZIEMBA@POLSL.PL

[Inżynieria Biomateriałów, 69-72, (2007), 99-101]

W pracy przedstawiono problem modelowania zachowania się cementu chirurgicznego podczas zabiegu protezoplastyki. Celem pracy było opracowanie modeli opisujących pole temperatury w kości podczas implantacji oraz opracowanie modeli numerycznych (MES).

Podczas wykonywania chirurgicznych zabiegów ortopedycznych z użyciem polimerowych cementów chirurgicznych temperatura osiąga niekiedy 80°C, co powoduje zanik tkanki kostnej. Proces ten ma charakter lokalny, bowiem zależy tak od ilości ciepła polimeryzacji powstającego podczas reakcji jak i od warunków wymiany ciepła na granicy cement-tkanka kostna oraz cement kostny-implant [1-3].

Pomimo wielu prac dotyczących projektowania nowych tworzyw polimerowych dla potrzeb medycyny, bardziej wytrzymałych oraz o niższej temperaturze polimeryzacji, w dalszym ciągu podczas reakcji chemicznych przekraczana jest wartość temperatury powodującej niszczenie tkanek organizmu w wyniku koagulacji białka. Poznanie tego zjawiska w ujęciu termodynamicznym stanowiłoby właściwą podstawę dla prognozowania miejsc, w których może dochodzić do destrukcji żywych tkanek organizmu jak również zasięgu destrukcyjnego oddziaływania temperatury. Należy w tym przypadku rozpatrzyć oddziaływanie źródłowego pola temperatury. Rozwiązanie problemu wyznaczenia jej rozkładu w komponentach implantu oraz w kości wymaga rozwiązania szeregu zadań cząstkowych. Jednym z nich jest wyznaczenie wydajności źródła ciepła. Wydajność ta zależy od przebiegu procesu polimeryzacji i jest zmienna w czasie. We wcześniejszych opracowaniach wydajność źródła ciepła została wyznaczona dla cementu chirurgicznego na podstawie badań wykonanych w próżni [4]. Na RYS.1 przedstawiono w funkcji czasu wydajność źródła ciepła podczas polimeryzacji cementu Palamed. W dalszych obliczeniach założono, że przebieg reakcji i związana z nim wydajność nie są zależne od uwarunkowań zewnętrznych w tym temperatury otoczenia i warunków wymiany ciepła, które wpływają na temperaturę komponentów wchodzących ze sobą w reakcję. Wykorzystano w tym przypadku metodę elementów skończonych. Cechy geometryczne modelu zdefiniowano na podstawie pomiarów preparatu rzeczywistej kości udowej. Geometrię modelu zaprojektowano w programie Alibre Design. Zbudowany model wprowadzono następnie do programu MES, w którym utworzono model

Powierzchnia kości Surface bone	Warunek brzegowy III rodzaju third-type boundary conditions - $T = 37^{\circ}\text{C}$, $\alpha = 150 [\text{W}/\text{m}^2\text{K}]$
Powierzchnia trzpienia Surface steam	Warunek brzegowy III rodzaju third-type boundary conditions - $T_p = 27^{\circ}\text{C}$, $\alpha = 60 [\text{W}/\text{m}^2\text{K}]$

TABELA 1. Przyjęte w modelu warunki brzegowe [6].
TABLE 1. The boundary conditions [6].

METHODOLOGY OF ESTIMATION OF THE HEAT FLOW DURING ENDOPROSTHESOPLASTY

SYLWIA ZIEMBA*, ANNA JASIK, MAREK PLAZA

SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, DEPARTMENT OF MECHANICS OF MATERIALS, GLIWICE, POLAND

*E-MAIL: SYLWIA.ZIEMBA@POLSL.PL

[Engineering of Biomaterials, 69-72, (2007), 99-101]

In the paper have been presented problems of the modeling of the surgical cement behaviour during implantation. The purpose was to find the proper model describing the temperature fields in the bone during the surgery treatment and validate the FEM model designed.

During orthopaedic surgical procedures with the use of methyl polymethacrylate surgical cements, the temperature sometimes reaches 80°C, which causes atrophy of the bone tissue. The process occurs locally, since it depends on both the amount of polymerization heat generated during the reaction and on the heat exchange conditions at cement-bone tissue and bone - cement - implant boundaries [1-3].

In spite of a number of studies concerning the problem of designing new polymer materials for medical needs, with better strength and of a lower polymerization temperature, the value of temperature at which human tissues undergo destruction as a result of protein coagulation, is constantly exceeded during chemical reactions. Understanding of this phenomenon from the point of view of thermodynamics would form the right basis for forecasting places, where living tissue may undergo destruction, as well as the range of the destructive effect of temperature. In this case, the effect of the source field of temperature should be taken into consideration. A solution to the problem of determining the temperature distribution in implant components and in the bone, requires solving a number of partial tasks. One of them is to determine the heat source efficiency. The efficiency depends on the course of the polymerization process and is variable in time. In authors' previous papers, the heat source efficiency was determined for surgical cement based on tests made in a vacuum [4]. FIG. 1 presents the heat source efficiency as a function of time during Palamed cement polymerization. In further calculations, it was assumed that the course of the reaction and the related efficiency do not depend on external conditions, such as ambient temperature or heat exchange conditions, which have an effect on the temperature of components participating in the reaction. The finite element method was used to this end.

Geometric features of the femoral bone were selected so as to correspond to the endoprosthesis size. The geometric features defined in the Alibre Design program were entered

Materiał Material	ρ [kg/m ³]	λ [W/m K]	C_p [J/kg K]
Kość Bone	1000	0,3	300
PMMA	1300	0,2	1460
Metal Steel	8300	47	520

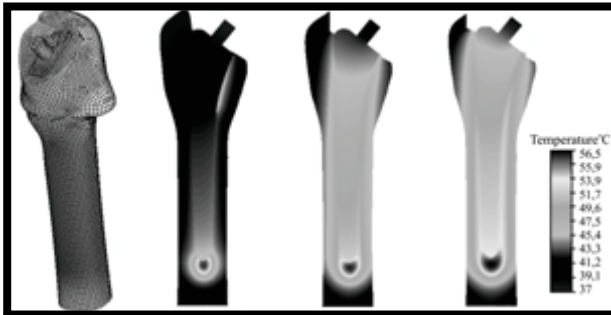
TABELA 2. Przyjęte w modelu właściwości termofizyczne [3,5].
TABLE 2. Thermophysical properties [3,5].

dyskretny o liczbie węzłów równej 48724 (RYS.2) [7].

W procesie modelowania przyjęto dwa rodzaje warunków brzegowych (TABELA 1). Na zewnętrznej powierzchni kości oraz odsłoniętych częściach metalowego trzpienia zadano warunek brzegowy III-go rodzaju, odpowiadający konwekcyjnej wymianie ciepła z zadaniem odpowiednim współczynnikiem przejmowania ciepła i temperaturą otoczenia. Wartość wewnętrznego źródła ciepła była wyznaczona na podstawie badań eksperymentalnych publikowanych w pracy [4]. Właściwości termofizyczne (TABELA 2) kości, cementu, metalu przyjęto na podstawie literatury [3,5].

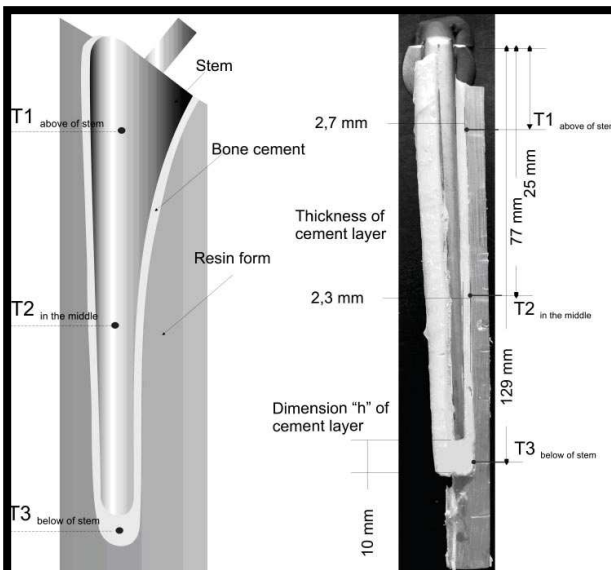
Przykładowe rozkłady temperatury w udowej kości z wprowadzonym trzpieniem endoprotezy pokazano na RYS.2.

Rejestrowano zmieniające się w czasie rozkłady temperatury. Jednym z miejsc pomiaru temperatury był punkt przy wierzchołku implantu, gdzie warstwa cementu osiąga największą grubość (RYS.3) i wymiana ciepła przez metalowy trzpień jest najmniej intensywna, maksymalna temperatura w tym miejscu wynosiła 56,5°C. Punkt środkowy zlokalizowano w obszarze, gdzie grubość warstwy cementowej wynosiła około 2,3mm, maksymalna temperatura osiągnęła 48,7°C. Grubość warstwy cementu otaczającej kołnierz wynosiła 2,7mm. W tym obszarze, wymiana ciepła z me-

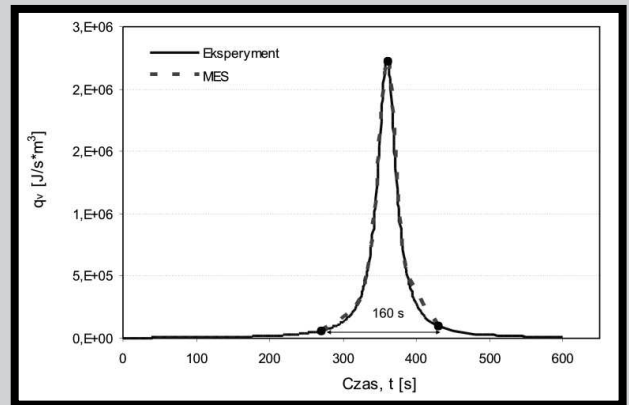


RYS.2. Model dyskretny układu kość – cement – trzpień z widoczną siatką elementów skończonych oraz przykłady rozkładu temperatury.

FIG.2. FEM model of the bone-cement-stem system with a finite elements lattice and an example of temperature distribution.



RYS.3. Rozmieszczenie termopar oraz uzyskane grubości warstwy cementu w miejscach pomiarowych. FIG. 3. Lateral cross-section of the laboratory model and method of thermocouples arrangement in the laboratory model.

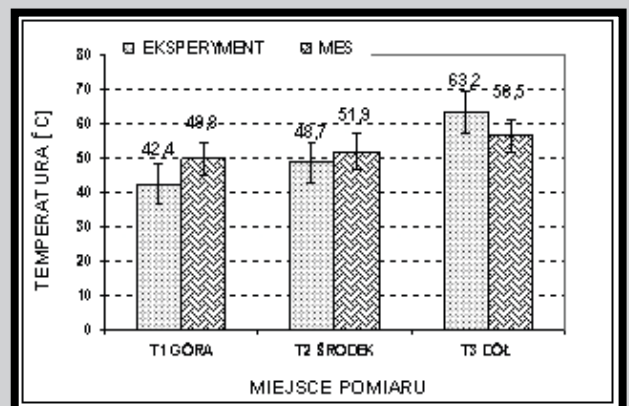


RYS.1. Charakterystyka źródła ciepła z zaznaczonym, przyjętym do obliczeń, czasem trwania procesu polimeryzacyjnego wzrostu temperatury. FIG.1. Heat source characteristics with a marked, assumed for calculations.

in the FEM program, in which a discrete model was created with the number of nodes equal 48724 (FIG.2) [7].

Two types of boundary conditions were assumed (TABLE 1). For the bone's outer surface and uncovered parts of the metal stem, a third-type boundary condition was prescribed, corresponding to convective heat exchange with the prescribed respective surface film conductance and ambient temperature. The internal heat source intensity value was determined based on experimental studies published in paper [4]. The thermophysical properties (TABLE 2) of the bone, cement and metal were prescribed on the basis of literature [3,5]. An example of the model application for the determination of thermal field in the femoral bone with an endoprosthesis' stem is shown in FIG.2.

The courses of temperature changes in time were recorded. One of the temperature measurement point was located near the top where the cement layer was the thickest (FIG.3) and heat absorption by the metal stem was the least intense, were a maximum local temperature of 56°C. The midpoint was located in an area where the cement layer thickness was uniform, of ca 2,3mm a maximum temperature of 48,7°C. Surrounding the flange, the cement thickness also was about 2,7 mm. However, in that area, heat exchange with the metal endoprosthesis was more intense its maximum value of 42,4°C. FIGURE 4 presents a comparison of maximum temperatures determined experimentally and



RYS.4. Porównanie temperatur maksymalnych wyznaczonych za pomocą MES i eksperymentalnie przy użyciu modelu laboratoryjnego. FIG.4. Comparison of maximum temperatures determined experimentally and calculated.

talową protezą była najbardziej intensywna i temperatura maksymalna wynosiła 42,4°C. Na RYSUNKU 4 przedstawiono porównanie maksymalnych temperatur wyznaczonych doświadczalnie i numerycznie.

Temperaturę rejestrowano natychmiast po wymieszaniu składników do chwili kiedy wszystkie termopary wskazywały temperaturę poniżej 40°C. Otrzymane wyniki badań wykazały występowanie wysokiej temperatury na powierzchni kontaktu kość/cement wynoszącej 57°C, co potwierdzają dane literaturowe [1-3].

Walidacja modeli komputerowych stosowanych w badaniach, wydaje się być dobrym rozwiązaniem dla określenia procedury wykonywania zabiegu chirurgicznego [8]. Jednakże, szczególny nacisk powinien być położony na poprawny wybór właściwości termofizycznych modeli laboratoryjnych. Uzyskano zarówno w badaniach laboratoryjnych jak i numerycznych podobne wartości lokalnych maksymalnych temperatur.

calculated using the above-described laboratory model. The temperature was recorded immediately after all components were mixed together to the moment when all experimental thermocouples displayed a temperature below 40°C. The measurement results corroborated the data from literature, showing high temperatures at the bone/cement contact surface as high as 57°C [1-3].

The computer models' validation method applied in the study seems to be the right solution for the research on surgical procedures of endoprosthesis implantation [8]. However, a particular emphasis should be placed on a correct selection of thermophysical properties of the designed laboratory models. Relying on the calculations and research results, similar local values of maximum temperatures were obtained.

Piśmiennictwo

- [1] C. Li, S. Kotha, C. Huang, J. Mason, D. Yakimicki, M. Hawkins, Finite element thermal analysis of bone cement for joint replacements. *J. Biomech. Eng.*, 2003, 125, 315-322.
 [2] E. Hansen, Modelling heat transfer in a bone-cement-prosthesis system. *J. Biomech.*, 2003, 36, 787-795.
 [3] C.I. Vallo, Theoretical prediction and experimental determination of the effect of mold characteristics on temperature and monomer conversion fraction profiles during polymerization of a PMMA-based bone cement. *J. Biomed. Mater. Res.* 2002, 63(5), p. 627-642.
 [4] J. Okrajni, S. Ziemba, J. Stumpf, Description of heat flow in a surgical cement layer. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2006, 8, suppl. 2, 135-142.

References

- [5] M. Stańczyk, J.J. Telega, Modelling of heat transfer in biomechanics –a review. Part II. Orthopaedics, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, No 2, vol. 4, 2002, pp. 3-31.
 [6] Mazzullo S., Paolini M., Verdi C.: Numerical simulation of thermal bone necrosis during cementation of femoral prostheses. *J. Math. Biol.*, 1991,29,(5), 475-494.
 [7] J. Okrajni, M. Plaza, S. Ziemba, Computer modelling of heat flow in surgical cement during endoprosthesis, *Journal of Achievements in Materials and Manufacture Engineering* vol. 20 is. 1-2 (2007) 313-314.
 [8] J. Okrajni, M. Plaza, S. Ziemba, Computer modelling of heat flow in surgical cement during endoprosthesis, *Journal of Achievements in Materials and Manufacture Engineering* vol. 20 is. 1-2 (2007) 313-314.

GOJENIE UBYTKÓW KOSTNYCH ŻUCHWY ŚWINEK MORSKICH WYPEŁNIONYCH MIESZANINĄ ODBIĄCZONEJ KOŚCI LUDZKIEJ Z FOSFORANEM TRÓJWAPNIOWYM (TCP) – BADANIA WSTĘPNE

JACEK NOCOŃ¹, MAGDALENA CIEŚLIK², JAN RAUCH³, ANNA ŚLÓSARCZYK⁴, BENIAMIN RAUCH⁵, TADEUSZ CIEŚLIK⁵

¹ PRYWATNA PRAKTYKA DENTYSTYCZNA, 46145 OBERHAUSEN, FINANZSTRASSE 8, NIEMCY

² ZAKŁAD MATERIAŁOZNAWSTWA I PROPEDEUTYKI STOMATOLOGII, ŚŁĄSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY, BYTOM

³ NZOZ – SPEC. PRZYCH. STOM., UL. E. I K. WOJTYŁÓW 16, 34-100 WADOWICE

⁴ KATEDRA TECHNOLOGII CERAMIKI, AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA, KRAKÓW

⁵ I KATEDRA I KLINIKA CHIRURGII SZCZĘKOWO-TWARZOWEJ, ŚŁĄSKI UNIWERSYTET MEDYCZNY, ZABRZE

Słowa kluczowe: naturalny hydroksyapatyt, odbińczona kość ludzka, fosforan trójwapniowy, regeneracja ubytków kostnych, badania in vivo na zwierzętach

[*Inżynieria Biomateriałów*, 69-72, (2007), 101-103]

HEALING OF MANDIBULAR OSSEOUS WOUNDS IN THE GUINEA PIGS FILLED WITH MIXTURE OF DEPROTEINIZED HUMAN BONE AND TRICALCIUM PHOSPHATE (TCP) - PRELIMINARY STUDY

JACEK NOCOŃ¹, MAGDALENA CIEŚLIK², JAN RAUCH³, ANNA ŚLÓSARCZYK⁴, BENIAMIN RAUCH⁵, TADEUSZ CIEŚLIK⁵

¹ PRIVATE DENTISTRY PRACTICE, 46145 OBERHAUSEN, FINANZSTRASSE 8, GERMANY

² SECTION OF MATERIALS TECHNOLOGY AND DENTISTRY PROPEDEUTICS, MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, BYTOM

³ NZOZ – SPECIALISTIC DENTISTRY CLINIC, UL. E. I K. WOJTYŁÓW 16, 34-100 WADOWICE

⁴ DEPARTMENT OF CERAMIC TECHNOLOGY, AGH UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY, KRAKOW

⁵ I DEPARTMENT AND CLINIC OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY, MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, ZABRZE

Keywords: natural hydroxyapatite, deproteinized human bone, tricalcium phosphate, osseous wounds regeneration, in vivo experiments on animals

[*Engineering of Biomaterials*, 69-72, (2007), 101-103]