

# SYMULACJE KOMPUTEROWE ROZKŁADU NAPRĘŻEŃ W POLIETYLENOWEJ WKŁADCE ENDOPROTEZY STAWU KOLANOWEGO W ZALEŻNOŚCI OD ZMIANY JEJ GRUBOŚCI W EFEKCIE ZUŻYCIA I WYTARCIA

JACEK JURKOJC<sup>1</sup>, DAMIAN GAŚIOREK<sup>1</sup>, ALEKSANDER IWANIAK<sup>2</sup>, PIOTR WOJCIECHOWSKI<sup>3</sup>, DAMIAN KUSZ<sup>3</sup>

<sup>1</sup>KATEDRA MECHANIKI STOSOWANEJ, POLITECHNIKA ŚLĄSKA, 44-100 GLIWICE, UL. KONARSKIEGO 18A

<sup>2</sup>KATEDRA NAUKI O MATERIAŁACH, POLITECHNIKA ŚLĄSKA, 40-019 KATOWICE, UL. KRASIŃSKIEGO 8

<sup>3</sup>KATEDRA I KLINIKA ORTOPEDII I TRAUMATOLOGII NARZĄDÓW RUCHU, ŚLĄSKA AKADEMIA MEDYCZNA, 40-635 KATOWICE, UL. ZIOŁOWA 45/47

## Streszczenie

*W pracy wyznaczono przestrzenny rozkład stanu naprężeń w polietylenowej wkładce endoprotezy stawu kolanowego. Do obliczeń wykorzystano model wkładki uzyskany w wyniku zeskanowania z użyciem skanera 3-D, standardowej endoprotezy kolana używanej do implantacji. W obliczeniach założono, że wkładka jest równomiernie obciążana na obie części: prawą i lewą, a wartość przyłożonego obciążenia została określona dla osoby o masie całkowitej 85 kg. Symulacje rozkładu naprężeń przeprowadzono dla różnych grubości wkładki.*

[Inżynieria Biomateriałów, 65-66, (2007), 42-45]

## Wstęp

Choroba zwyrodnieniowa stawów stanowi ponad połowę wszystkich przewlekłych chorób i po schorzeniach układu krążenia jest najczęstszą przyczyną inwalidztwa. Wraz z wiekiem wzrasta procentowy udział chorych w populacji. Choć istnieje kilka wypracowanych metod leczenia schorzeń zwyrodnieniowych stawów, należy jednak zaznaczyć, że obecnie jedynie zastąpienie endoprotezą, chorobowo zmienionego stawu, uwalnia chorego od bólu i przywraca pełną ruchomość stawu. Daje mu również szansę na powrót do normalnego funkcjonowania [1-2].

Najczęstszymi przyczynami operacji rewizyjnych, obok powikłań medycznych, są obluźowania elementów nośnych endoprotezy oraz niszczenie w efekcie zjawisk tarcia współpracujących ze sobą jej ruchomych elementów, tj. saneczkowej części udowej oraz polietylenowej wkładki. Pojawiają się także przypadki uszkodzeń endoprotez, głównie pęknięcia polietylenowej wkładki, czemu towarzyszy jej zużycie tribologiczne.

Poznanie wpływu rozkładu stanu naprężeń w polietylenowej wkładce, w powiązaniu ze zużyciem tribologicznym skutkującym zmniejszaniem się grubości wkładki, pozwoli lepiej zrozumieć procesy niszczenia tego elementu w trakcie eksploatacji. Analiza mechanizmu zjawisk zachodzących w polietylenowej wkładce w warunkach eksploatacji, umożliwi opracowanie sposobów przedłużających trwałość endoprotezy.

# COMPUTER SIMULATIONS OF STRESS DISTRIBUTION IN THE TIBIAL INSERT OF ENDOPROSTHESIS KNEE JOINT THE RESULTS OF THE DECLINE THICKNES IN THE EFFECT OF WEAR

JACEK JURKOJC<sup>1</sup>, DAMIAN GAŚIOREK<sup>1</sup>, ALEKSANDER IWANIAK<sup>2</sup>, PIOTR WOJCIECHOWSKI<sup>3</sup>, DAMIAN KUSZ<sup>3</sup>

<sup>1</sup>DEPARTMENT OF APPLIED MECHANICS, SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, 44-100 GLIWICE, UL. KONARSKIEGO 18A

<sup>2</sup>DEPARTMENT OF MATERIALS SCIENCE, SILESIA UNIVERSITY OF TECHNOLOGY, 40-019 KATOWICE, UL. KRASIŃSKIEGO 8

<sup>3</sup>DEPARTMENT OF ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY, MEDICAL UNIVERSITY OF SILESIA, 40-635 KATOWICE, UL. ZIOŁOWA 45/47

## Abstract

*The paper presents three-dimensional stress distribution in the tibial insert endoprosthesis knee joint. For simulations was used a model of tibial insert scanned with the use of a 3D scanner, a standard knee endoprosthesis knee joint used in implantations. It was assumed in calculation that the tibial insert is distributed on both: right and left sides, and applied load was determined for a person of 85 kg. Simulations of stress distribution was done for different thickness of the tibial insert.*

[Engineering of Biomaterials, 65-66, (2007), 42-45]

## Introduction

The degenerative joint disease constitutes over half of all chronic diseases and is one of the most frequent causes of disablement, second only to cardiovascular system diseases. With progressing age, the percentage of patients in the population increases. Although there are a few treatment methods for the degenerative joint disease, however, it should be noted that in the current stage of medical knowledge, it is only the replacement of an ill joint with an endoprosthesis that removes pain and restores full mobility of the joint. It is giving the patient a chance to return to normal life activities [1-2].

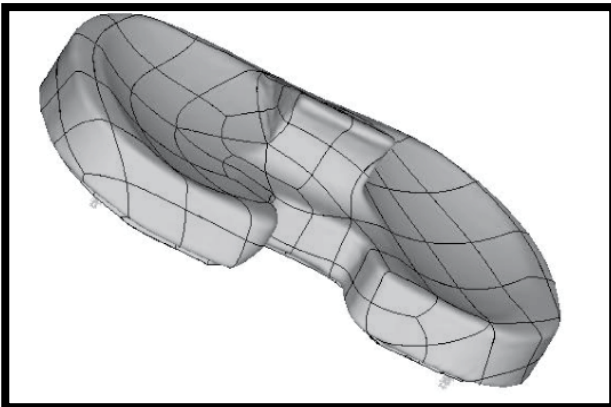
It should be emphasized that the most frequent reasons for revision operations, apart from medical complications, are: loosening of load-bearing elements and the wear of polyethylene inserts. There are cases of fracture of polyethylene tibial insert which to accompany tribological destruction of material.

The knowing of influence of stress distribution in polyethylene insert, in connection with the tribological wear and the decline thickness of insert, to enable better understand the process of phenomena of destruction this element. Analysis mechanism of phenomena in this material during exploitation it will make possible the study of ways to lengthen their durability.

## Metodyka badawcza

Zużycie tribologiczne prowadzące do wycierania polietylenowej wkładki endoprotezy stawu kolanowego powoduje obok degradacji materiału wkładki, również zmniejszanie się jej grubości. W zniszczonej, a co za tym idzie cieńszej wkładce, następuje inny rozkład naprężeń, niż w nowej wkładce, co może w konsekwencji prowadzić do jej pęknięcia. Celem prowadzonych badań było określenie rozkładu naprężeń przy zmniejszającej się grubości wkładki endoprotezy stawu kolanowego, która wynika z wytarcia i zużycia tribologicznego tego elementu. Ze względu na stopień złożoności układu i wynikające z tego obliczenia założono, że w miarę postępującego wycierania i zmniejszania się wskutek tego grubości wkładki, zachowuje ona swój kształt i profil w górnej części, która współpracuje z metalową częścią saneczkową endoprotezy. Przyjęto również, że nie ulegają zmianie własności materiałowe wkładki w trakcie tego procesu.

Geometria wkładki użytej do obliczeń została uzyskana w efekcie zeskanowania standardowej endoprotezy stawu kolanowego typu PFC Sigma, w laboratorium Politechniki Śląskiej, przy użyciu przestrzennego skanera 3-D (RYS.1). Podczas obliczeń założono, że wkładka jest utwierdzona (w modelu dolna część wkładki została unieruchomiona), a obciążenia rozłożone są równomiernie na obie części (prawą i lewą) i przyłożone są w miejscu kontaktu z częścią udową endoprotezy. Wartość przyłożonego obciążenia – 4000N – została określona dla osoby o masie całkowitej 85 kg w trakcie chodu (jest to maksymalna siła podczas fazy podporowej chodu) [3].



**RYS.1. Geometria modelu wkładki z endoprotezy typu PFC Sigma użyta w symulacjach.**  
**FIG.1. Geometry of the insert model of endoprosthesis typu PFC Sigma used in simulation.**

W analizowanym modelu siły zostały przyłożone w węzłach. Wszystkie obliczenia zostały przeprowadzone metodą elementów skończonych w programie ANSYS. Model dyskretyzowano przy użyciu elementu czworosiennego o 10 węzłach i przyjęto następujące własności materiałowe wkładki:

- moduł Younga:  $E=60\text{GPa}$ ;
- współczynnik Poissona:  $\nu=0,3$ .

## Wyniki obliczeń

Obliczenia były prowadzone dla czterech różnych grubości wkładki (zmierzonych w najcieńszym miejscu), tj: 10,5 mm, 9 mm, 8 mm oraz 7 mm. Na RYS.2 przedstawiono mapę naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera na górnej powierzchni wkładki. Odpowiada to powierzchni, do których były przykładane siły. Ponieważ siły były przykła-

## Method

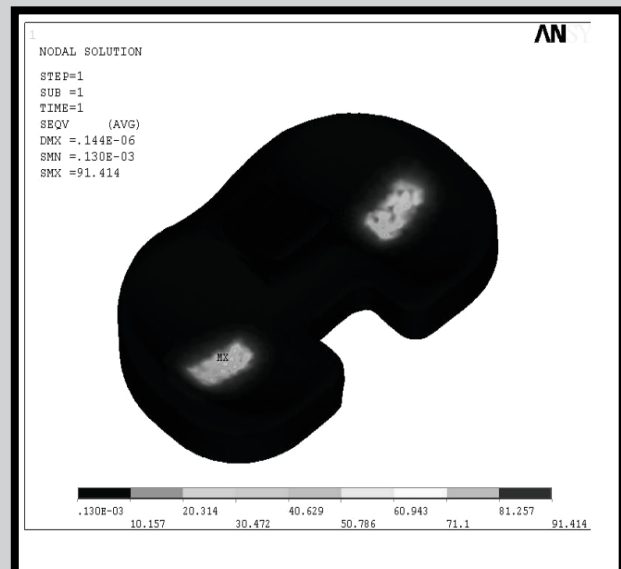
Wear of a tibial insert of the endoprosthesis knee joint to cause a decline thickness of it. In worn out of the insert tibial is different stress distribution than in a new insert, what can to bring on cracking of the insert. In this work was determined of stress distribution in the tibial insert of the endoprosthesis knee joint the results of decline thickness in the effect of wear. Because the mathematical model of a knee joint with an endoprosthesis is very complicated was done same simplifications. Was made the assumption that the profile of surface and the materials characteristic of the tibial insert are a constant during all time the wear process.

A geometry of a insert tibial used in the simulations was obtained from the endoprosthesis typu PFC Sigma which was scanned at the Silesian University of Technology with the use of a 3D scanner (FIG.1). It was assumed, during present calculations, that an insert is well fixed (in model the lower part of insert was immobilized) and loads are uniformly distributed on both (right and left) sides, and applied on the area of contact with femoral part of endoprosthesis. Quantity of applied load – 4000N – was determined for a person of 85 kg during walking (maximal force during stance phase of gait) [3]. Individual partial forces were applied in nodes. All calculations were carried out with the use of Finite Elements Method in ANSYS program. Model was meshed by means of 3-D 10-Node Tetrahedral Structural Solid elements and following material properties were assumed:

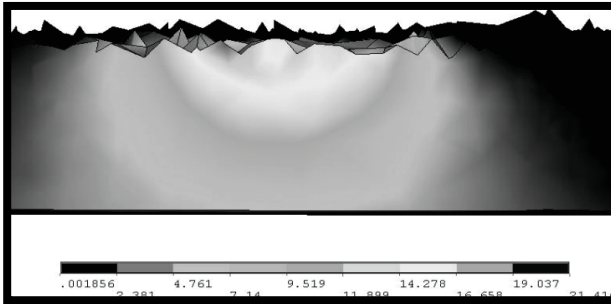
- elastic modulus:  $E=60\text{GPa}$
- major Poisson's ratio:  $\nu=0,3$

## Calculations and results

Calculations were performed for four different thicknesses of the insert (measured at the thickest place): 10,5 mm, 9 mm, 8 mm and 7 mm. FIG.2 presents stress distribution (determined on the basis of von Mises theory) on the surface. It corresponds to the areas where forces were applied. Because forces were applied in nodes, maximal stress and stress in the region near these nodes should be omitted. That's why only stress distribution in lower part of insert was analyzed.

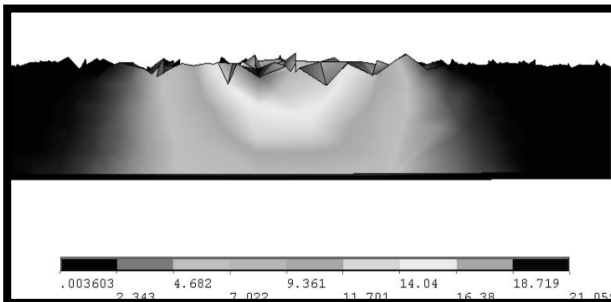


**RYS.2. Mapa rozkładu naprężeń w górnej powierzchni wkładki.**  
**FIG.2. Stress distribution on the upper surface of the insert.**



**RYS.3. Przekrój poprzeczny wkładki o grubości 10,5 mm.**

**FIG.3. Stress distribution for cross-section of the insert of 10,5mm thick.**



**RYS.5. Przekrój poprzeczny wkładki o grubości 8 mm.**

**FIG.5. Stress distribution for cross-section of the insert of 8mm thick.**

dane w węzłach, maksymalna wartość naprężenia wystąpi w tych samych miejscach. Z tego powodu analizowano tylko rozkład naprężeń w dolnej części wkładki.

Na RYS. 3-6 przedstawiono przekroje wkładki w miejscu, gdzie zostały przyłożone siły. Górna część wkładki jest niewidoczna w celu pokazania bardziej dokładnego rozkładu naprężeń w części dolnej. W tym miejscu maksymalna wartość naprężenia wynosi około 20MPa dla wszystkich grubości. Analizując różne grubości wkładki można zauważyć, że im cieńsza jest wkładka tym większe wartości naprężeń są osiągane na dolnej krawędzi. Ten wniosek jest raczej oczywisty, ale znając dopuszczalne wartości naprężeń możliwe jest prognozowanie, kiedy wkładka może ulec zniszczeniu.

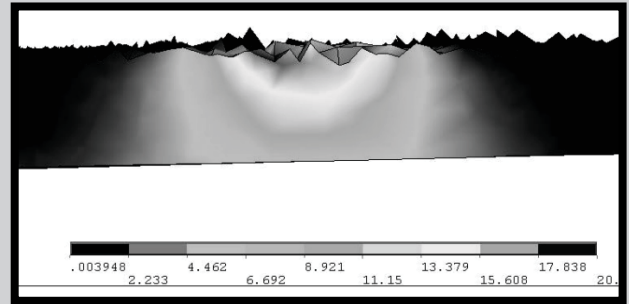
W TABELI 1 przedstawiono wartości maksymalnych naprężeń dla całej wkładki uzyskanych w trakcie obliczeń, a także wartości naprężeń dla części dolnej wkładki (bliższa część powierzchni, która jest w kontakcie z częścią piszczelową endoprotezy).

Prezentowane wyniki z wykonanych symulacji są częścią pracy związanej z modelowaniem funkcjonowania sztucznego stawu kolanowego człowieka. Prace będą kontynuowane.

## Wnioski

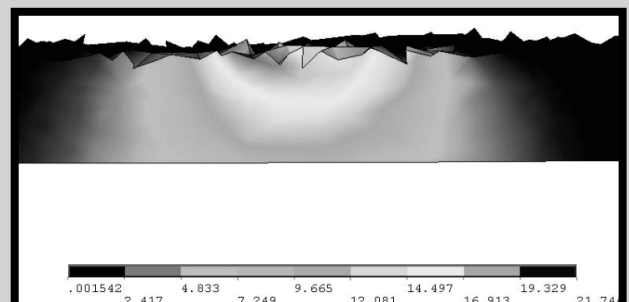
W oparciu o przeprowadzone symulacje w niniejszej pracy można sformułować ogólne wnioski:

1. Naprężenia w polietylenowej wkładce o małej grubości, mogą osiągnąć wartości grożące jej zniszczeniu. Otrzymane wyniki z przeprowadzonych symulacji nie pozwalają jednak jednoznacznie wskazać granicznej grubości wkładki, przy której zacznie ona pękać.



**RYS.4. Przekrój poprzeczny wkładki o grubości 9 mm.**

**FIG.4. Stress distribution for cross-section of the insert of 9mm thick.**



**RYS.6. Przekrój poprzeczny wkładki o grubości 7 mm.**

**FIG.6. Stress distribution for cross-section of the insert of 7mm thick.**

FIGURES 3-6 presents cross-sections of the insert carried out through the region where force was applied. The upper part of the insert is not visible in order to show more accurately stress distribution in the lower part. In this region maximal stress value is about 20MPa. Analyzing different thicknesses of the insert one can notice, that the thicker the insert is, the greater values of stress reach the bottom edge. This result is rather obvious, but knowing value of allowable stress it is possible to predict when the insert can be damaged.

TABLE 1 presents maximal stress obtained for individual calculations and stresses in the lowest part of the insert (near surface which is in contact with the tibial part of endoprosthesis).

Presented simulations in this work are part of modeling artificial knee joint of human. The next simulations and calculations are in the progress.

Grubość wkładki / Thickness of the insert [mm]	Maksymalne naprężenia wg hipotezy Hubera / Maximal von Mises stress [MPa]	Naprężenia wg hipotezy Hubera w dolnej części wkładki / von Mises stress in the lower part of the insert [MPa]
10,5	85,7	4,76
9	89,4	6,69
8	91,4	7,02
7	94,2	9,66

**TABELA 1. Wartości uzyskanych naprężeń we wkładce dla różnych jej grubości.**  
**TABLE 1. Values of stress for the inserts of different thickness.**



2. Decydujący wpływ, na krytyczny, powodujący pękanie, rozkład naprężeń we wkładce, w rzeczywistych warunkach eksploatacji endoprotezy, może mieć nierównomierny stopień wytarcia jednej ze stron wkładki.

## Podziękowania

*Praca naukowa finansowana ze środków Komitetu Badań Naukowych w latach 2004-2007 jako projekt badawczy nr 3 T08C 029 27.*

## Conclusions

Based on the simulations done in this work, the following general conclusions have been drawn:

1. The stress distribution in the tibial insert of small thickness can cause damage and cracking of it. Obtained results from simulations it is not possible to determine the critical thickness when in the insert to begin of cracking process.

2. The decisive influence on the critical value of the stress distribution to cause a cracking during exploitation of endoprosthesis, can have uneven a wear process of the surface one of the side of insert.

## Acknowledgements

*This work was supported by State Committee of Scientific Research (grant No. 3 T08C 029 27 in years 2004-2007).*

## Piśmiennictwo

- [1] Górecki A.: Alloplastyka stawu kolanowego, Chir. Narz. Ruchu Ortop. Pol., LXIII supl 1, (1998), 84-90  
 [2] Górecki A.: Problemy leczenia zmian zwyrodnieniowych stawu biodrowego i kolanowego. Dekada kości i stawów 2000-2010, Kraków 2000, 22-32

## References

- [3] Tejszerska Dagmara, Jurkojc Jacek, Michnik Robert: Modelling Of Human Knee During Gait, Machine Dynamics Problem, Warszawa vol. 28, No 4, (2004), s. 153-158.

## WSTĘPNE BADANIA KALCYTOWEJ CERAMIKI POROWATEJ METODĄ MIKROTOMOGRFII KOMPUTEROWEJ

ZBIGNIEW JAEGERMANN<sup>1</sup>, KAROLINA TURZAŃSKA<sup>2</sup>,  
SŁAWOMIR MICHAŁOWSKI<sup>1</sup>, MIROSLAW JABŁOŃSKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> INSTYTUT SZKŁA I CERAMIKI,

UL. POSTĘPU 9, 02-676 WARSZAWA

<sup>2</sup> KLINIKA ORTOPEDII I REHABILITACJI AKADEMII MEDYCZNEJ

W LUBLINIE, UL. JACZEWSKIEGO 8, 20-954 LUBLIN

E-MAIL: BIOCERAMIKA@NEOSTRADA.PL

*[Inżynieria Biomateriałów, 65-66, (2007), 45-47]*

### Wstęp

Metoda mikrotomografii komputerowej (mikro-CT) została opracowana w ostatnich latach na bazie, dobrze znanej radiologom, osiowej tomografii komputerowej (CT). Chociaż zasada działania obu tych metod jest identyczna, to jednak czułość metody mikro-CT jest znacznie wyższa i osiąga wartości nawet poniżej mikrometra. Umożliwia ona nieniszczące badanie takich obiektów, jak: materiały porowate, tkanki czy małe zwierzęta doświadczalne, przy dużej rozdzielczości obrazów przestrzennych. Skanery mikrotomograficzne są już stosowane w wielu różnych dziedzinach poczynając od przemysłu spożywczego, poprzez inżynierię materiałów, inżynierię biomedyczną, nauki o ziemi, a na ocenie jakości mikroelementów elektronicznych kończąc.

Celem prezentowanej pracy jest wstępna analiza przydatności mikrotomografii komputerowej do badania przestrzennych struktur porowatych.

## MICROCOMPUTED TOMOGRAPHY FOR EVALUATION OF 3D CALCITE POROUS CERAMICS - PRELIMINARY REPORT

ZBIGNIEW JAEGERMANN<sup>1</sup>, KAROLINA TURZAŃSKA<sup>2</sup>,  
SŁAWOMIR MICHAŁOWSKI<sup>1</sup>, MIROSLAW JABŁOŃSKI<sup>2</sup>

<sup>1</sup> INSTITUTE OF GLASS AND CERAMICS,

9 POSTĘPU STREET, 02-676 WARSAW

<sup>2</sup> CLINIC OF ORTHOPEDICS AND REHABILITATION,

MEDICAL UNIVERSITY OF LUBLIN,

8 JACZEWSKIEGO STREET, 20-954 LUBLIN

E-MAIL: BIOCERAMIKA@NEOSTRADA.PL

*[Engineering of Biomaterials, 65-66, (2007), 45-47]*

### Introduction

Microcomputed tomography systems (micro-CT) have been developed in recent years following the well known computed axial tomography used by radiologists. Micro-CT systems are based on the same principle of detection. However, the spatial resolution is remarkably higher and goes down to few microns. This method offers the possibility of a non-invasive assessment with high resolution 3D imaging of porous materials, tissue and even of small lab animals. Micro-CT equipment is used in a broad variety of fields ranging from food industry, material science and biomedical applications to the inspection of small electronic components and in earth science.

The objective of this paper is to present preliminary analysis of micro-CT technique applied for evaluation and 3D description of calcite porous structures.