

# ANALIZA STANU PRZEMIESZCZEŃ I ODKSZTAŁCEŃ KOŚCI PISZCZELOWEJ DLA RÓŻNYCH MODELI MATERIAŁU TKANKI KOSTNEJ

KRZYSZTOF ŚCIGAŁA, TOMASZ NICIŃSKI

ZAKŁAD INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ I MECHANIKI EKSPERYMENTALNEJ, INSTYTUT KONSTRUKCJI I EKSPLOATACJI MASZYN POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ

[Inżynieria Biomateriałów, 34, (2004), 9-13]

## Wprowadzenie

Analizy numeryczne stanu przemieszczeń, naprężeń i odkształceń kości układu szkieletowego człowieka są obecnie szeroko stosowane jako próby opisu kości jako obiektów mechanicznych. Wyniki tego typu analiz są również stosowane przy określaniu wpływu zabiegów ortopedycznych na wyżej wymienione rozkłady a tym samym na prognozowanie procesów adaptacji funkcjonalnej czy wyników prowadzonego zabiegu [2]. Analizy tego rodzaju są najczęściej prowadzone dla kości udowej czy kręgów kręgosłupa lędźwiowego, stosunkowo rzadko prowadzone są tego typu analizy dla kości piszczelowej. W istniejących opracowaniach brak jest natomiast zgodności jeśli chodzi o proponowane modele materiału kości piszczelowej. W modelu Beaupre'a [1] modelowano kość zbitą i gąbczastą jako dwa odrębne materiały, o właściwościach liniowo sprężystych. Podobnie, tkankę kostną modelowano w pracach Lewis'a [4] i Vasu [8]. W pracach Cheal'a [3] i Wevers'a [9] zaproponowano zmianę własności mechanicznych kości w zależności od kierunku - stosowano inne własności mechaniczne w kierunku podłużnym (wzdłuż osi głównej kości) i poprzecznym. Obie zależności, to znaczy anizotropię kierunkową oraz rozbitcie na część zbitą i gąbczastą, proponowano w pracach Murase'a [5] i Rokotomanany [6]. W pracy Taylora [7] zaproponowano natomiast zmianę własności mechanicznych kości w zależności od położenia przez podział na trzy strefy kości gąbczastej (zewnętrzna, międzykłykciowa oraz zewnętrzna) oraz dwiema strefy dla kości zbitej (nasada, trzon). Brak natomiast analizy porównawczej wskazującej w sposób ilościowy na różnice z uzyskanych wynikach wynikające z przyjętego modelu tkanki zbitej i gąbczastej. Celem zatem przedstawionej pracy jest określenie wpływu modelu materiału tkanki zbitej i gąbczastej kości przyjętego w obliczeniach numerycznych na rozkłady przemieszczeń i odkształceń kości piszczelowej.

## Materiał i metoda

Analizę stanu odkształceń i przemieszczeń kompleksu kości podudzia, tzn. kości piszczelowej i kości strzałkowej połączonych więzadłami więzozrostów około-nasadowych i błony międzykostnej prowadzono na modelach trójwymiarowych metodą elementów skończonych. Modele geometryczne kości piszczelowej opracowano na podstawie jej modeli fizycznych, opracowanych przez firmę Sawbones.

# ANALYSIS OF DISPLACEMENT AND STRAIN DISTRIBUTION OF TIBIA BONE FOR VARIOUS MATERIAL MODELS OF BONE TISSUE

KRZYSZTOF ŚCIGAŁA, TOMASZ NICIŃSKI

DIVISION OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND EXPERIMENTAL MECHANICS, INSTITUTE OF MACHINE DESIGN AND OPERATION WROCLAW UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

[Engineering of Biomaterials, 34, (2004), 9-13]

## Introduction

Numerical analyses of displacement, stress or strains distributions in bones of human skeleton are widely used nowadays for estimation of bone behaviour as mechanical objects. Results of those analyses are also useful in estimation of influence of orthopaedic operations on mentioned above distributions and prediction of functional adaptation processes or results of surgical intervention [2]. That kind of analyses are carried out most often for femur bone or lumbar spine vertebrae and rarely for tibia bone. In existing state of art it is not clearly described process of choosing of material model of bone tissue and possible influence of chosen model on calculated results. In the paper of Beaupre [1] cortical and cancellous tissues were modelled as two, separated materials with linear elasticity characteristic. Similarly bone tissue were modelled in the work of Lewis [4] and Vasu [8]. In the paper of Cheal [3] and Wevers [9] it was proposed anisotropic model of bone - transversal orthotropy was proposed (values of mechanical properties in the direction of main axis of bone were much larger than in perpendicular directions. Both descriptions of bone tissue - anisotropic behaviour and separation of cancellous and cortical bone were proposed in papers of Murase [5] and Rokotomanana [6]. Taylor proposed in his paper [7] differentiation of mechanical properties by means of regions of cancellous tissue in proximal epiphysis (lateral, intracondylar and medial) and in cortical bone (diaphysis, epiphysis). It is exist however lack of comparative analysis showing in the precise way differences in calculated results coming from various models of bone tissues materials used for analysis. Because of above, the main of presented analysis is estimation of that influence by means of finite element method.

## Material and method

Analysis of strains and displacement distributions of lower limb bone complex (that means tibia and fibula bones connected by soft tissues of interosseous membrane and tibifibular syndesmosis ) was carried out using three-dimensional finite element models. Geometrical models of tibia and fibula were created by measurements of physical models developed by Sawbones company. Those models have geometrical dimensions, which are calculated as a medium

Wymiary geometryczne tych modeli stanowią wartości uśrednione z licznej populacji kości wypreparowanych ze zwłok. Dokonano pomiarów zewnętrznej powierzchni modeli kości piszczelowej za pomocą skanowania współrzędnych punktów na niej leżących przy pomocy skanera trójwymiarowego Digiboot. Wewnętrzna powierzchnia kości zbitej została opracowana na podstawie analizy tomogramów komputerowych powstałych w wyniku prześwietlenia tych samych modeli fizycznych kości. Do utworzenia siatki elementów skończonych użyto elementu bryłowego o 20 węzłach oraz trzech stopniach swobody w każdym węźle (translacje w trzech kierunkach) (RYS. 1). W przypadku modelu kompleksu kości podudzia dodatkowym elementem użytym do odwzorowania tkanek miękkich był element ścięgowy o dwóch węzłach i trzech stopniach swobody w każdym węźle. Warunki brzegowe do prowadzenia obliczeń z użyciem opisanych powyżej modeli zostały opracowane na podstawie doniesień lite-



**RYS. 1. Model MES kości piszczelowej (a), kompleksu kości podudzia (b).**  
**FIG. 1. FE models of tibia bone (a) and lower limb bones complex (b).**

raturowych.

W prowadzonej analizie rozpatrywano 3 przypadki różniące się przyjętymi modelami materiału tkanki zbitej i gąbczastej:

- 1) zarówno tkanka zbita jak i gąbczasta zostały przyjęte jako materiały idealnie sprężyste o liniowej charakterystyce i właściwościach materiałowych przedstawionych w TABELI 1. Dodatkowo w tkance gąbczastej kości w nasadzie bliższej kości piszczelowej zostały wyróżnione cztery regiony różniące się właściwościami mechanicznymi (RYS. 2),
- 2) zarówno tkanka zbita jak i gąbczasta zostały przyjęte jako materiały idealnie sprężyste o liniowej charakterystyce i właściwościach materiałowych różniących się w kierunku osiowym i poprzecznym przedstawionych w TABELI 2,
- 3) tkanka zbita została przyjęta jako materiał idealnie sprężysty o liniowej charakterystyce i właściwościach materiałowych różniących się w kierunku osiowym i poprzecznym. Dodatkowo tkanka gąbczasta została zamodelowana jako materiał o charakterystyce nieliniowej z granicą plastyczności, której wartość jest różna w kierunku osiowym i poprzecznym (TAB. 3).

Symulacje prowadzono, odtwarzając sytuacje niesymetrycznego stania na jednej kończynie dolnej. Wartości obciążeń stawu kolanowego określono na podstawie modelu Maqueta (RYS. 3A). Model ten został dodatkowo rozbudowany o obciążenie wynikające z napięcia więzadła rzepki w płaszczyźnie strzałkowej (RYS. 3B). Wszystkie modele dla wszystkich przypadków obciążenia zostały zamocowane w nasadzie dalszej kości piszczelowej i nasadzie dalszej kości strzałkowej.

## Wyniki

Analiza rozkładów przemieszczeń była prowadzona głów-

value of dimensions of wide population of cadaver bones. External surface of physical models was digitised using three-dimensional scanning device Digiboot. Internal boundary between cancellous and cortical bone was estimated basing on computer tomography measurements of the same physical models. For preparing finite elements mesh three-dimensional hexa - hedra type element characterised by 20 nodes and three degrees of freedom (translations) at each node was used. For modelling of soft tissues additionally link type element characterised by two nodes and three degrees of freedom (translations) at each node was chosen (FIG. 1). Boundary conditions for calculations using described above models were estimated basing of literature.

Calculations were carried out for 3 cases of material models used for modelling of cancellous and cortical bone:

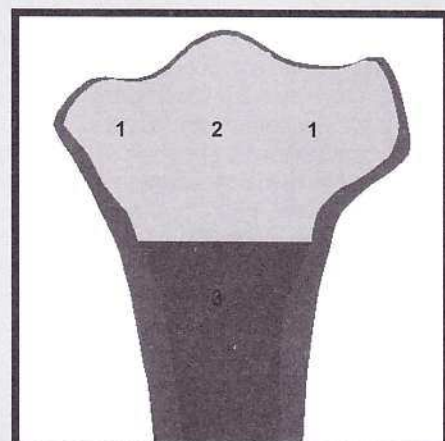
1) cortical and cancellous bone as a elastic materials with linear stress-strain characteristic and mechanical properties described in TABLE 1. Additionally in the cancellous bone four regions with different material properties were defined (FIG. 2).

2) cortical and cancellous bone as a elastic materials with linear stress-strain characteristic with mechanical proper-

Rodzaj tkanki Kind of tissue	Moduł sprężystości E Young's modulus E [GPa]	Współczynnik Poissona Poisson's ratio $\nu$
Kość zbita Cortical bone	17.0	0.3
Tkanka gąbczasta Cancellous bone region 1	0.965	0.381
Tkanka gąbczasta Cancellous bone region 2	0.700	0.381
Tkanka gąbczasta Cancellous bone region 3	0.465	0.381

**TABELA 1. Właściwości mechaniczne tkanki zbitej i gąbczastej kości piszczelowej przyjętego dla przypadku 1.**

**TABLE 1. Mechanical properties of cortical and cancellous tissues of tibia bone for case 1.**



**RYS. 2. Regiony kości gąbczastej różniące się właściwościami mechanicznymi wyróżnione w części gąbczastej nasady bliższej kości piszczelowej.**

**FIG. 2. Regions of cancellous bone defined in the proximal tibial epiphysis and differing in mechanical properties.**

Rodzaj tkanki Kind of tissue	Moduł sprężystości E Young's modulus E [GPa]			Współczynnik Poissona Poisson's ratio ν			Moduł Kirchoffa Kirchoff modulus G [GPa]		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
Tkanka zbita / Cortical bone	11.5	11.5	17.0	0.5	0.31	0.31	3.6	3.6	3.3
Tkanka gąbczasta / Cancellous bone (region 1)	0.318	0.318	0.965	0.38	0.104	0.104	0.15	0.15	0.11
Tkanka gąbczasta / Cancellous bone (region 2)	0.231	0.231	0.7	0.38	0.104	0.104	0.11	0.11	0.08
Tkanka gąbczasta / Cancellous bone (region 3)	0.153	0.153	0.465	0.38	0.104	0.104	0.07	0.07	0.06

**TABELA 2. Właściwości mechaniczne tkanki zbitej i gąbczastej kości piszczelowej przyjętego dla przypadku 2**

**TABLE 2. Mechanical properties of cortical and cancellous tissues of tibia bone for case 1**

ties depended on the direction (described in TABLE 2) 3) cortical bone as a elastic materials with linear stress-strain characteristic and orthotropic behaviour, and cancellous bone as a elasto-plastic material with clearly defined yield point which

Rodzaj tkanki Kind of tissue	Granica plastyczności przy rozciąganiu Yield point for tension [MPa]			Granica plastyczności przy ściskaniu Yield point for compression [MPa]			Granica plastyczności przy ścinaniu Yield point for shear loading [MPa]		
	X	Y	Z	XY	YZ	XZ	XY	YZ	XZ
Tkanka gąbczasta / Cancellous bone (region 1)	3.2	3.2	7.2	2.7	2.7	43.2	4.62	4.62	4.62
Tkanka gąbczasta / Cancellous bone (region 2)	2.8	2.8	6.3	2.36	2.36	37.8	4.62	4.62	4.62
Tkanka gąbczasta / Cancellous bone (region 3)	2.4	2.4	5.4	2.025	2.025	32.4	4.62	4.62	4.62

**TABELA 3. Właściwości mechaniczne tkanki zbitej i gąbczastej kości piszczelowej przyjętego dla przypadku 3.**

**TABLE 3. Mechanical properties of cortical and cancellous tissues of tibia bone for case 3.**

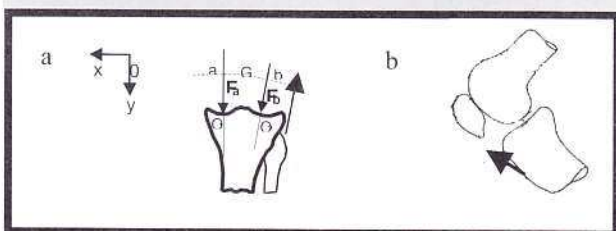
value also depends on the direction (described in TABLE 3).

Simulations were carried out using model of non-symmetrical one leg standing. Values of loading forces were calculated using Maquet model (FIG. 3a). Model was reached by additional force, which is result of stretch of patellar ligament (FIG. 3b). In every cases model was constrained in distal epiphysis of tibia and fibula bone.

## Results

Analysis of displacement and strain distribution was carried out mostly in the proximal epiphysis along line L2, which is parallel to main tibia axis, and along line L1, which is parallel to tibia plateaux and defined below to articular surfaces. In all models every three components of displacements vectors and ez component of strains (Z is parallel to main axis of tibia bone). In the displacement analysis bending in the saggital and coronal plane were analysed as well as torsion effect. In the ez strain analysis it was carried out estimation of strains distribution on the bone external surface and in the main coronal cross section of proximal epiphysis. Exemplary results of displacement distribution in the proximal diaphysis of tibia bone are shown at FIG. 4. For all cases the bending of bone in the coronal plane as a most significant effect of bone loading was observed. Less significant for displacement distribution were bending in saggital plane and torsion - respectively. On the base of above displacement analysis parameters of displacement distribution for comparative analysis are: maximum value of bone displacement in coronal plane  $U_z$ , maximum value of bone displacement in saggital plane  $U_x$ , difference of maximal values of vertical displacement components in the coronal plane at medial and lateral condyles of tibia

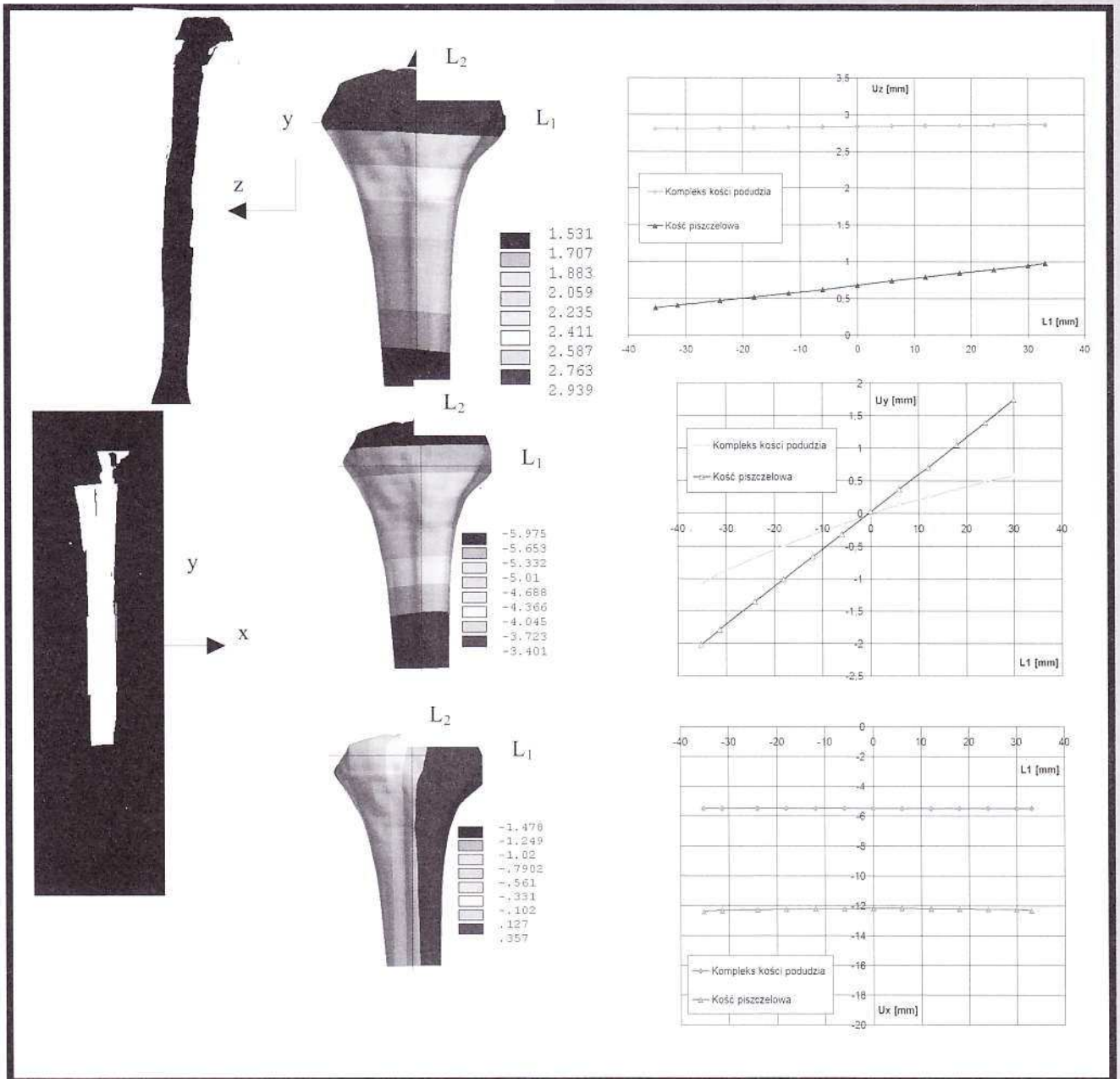
Analysis of strain distributions on the external surface of bone shows that significant values of strains are characteristic for lateral and medial surfaces of diaphysis - as previously it is result of dominant loading coming from bending in coronal plane (FIG. 5). For the cancellous bone significant values of strains are visible in the two concentrations in



**RYS. 3. a) Model Maquet'a obciążenia stawu kolanowego b) obciążenie napięciem więzadła rzepki.**

**FIG. 3. Maquet model of knee loading (a) and loading as result of stretch of patellar ligament).**

nie w rejonie nasady bliższej kości wzdłuż linii L2, równoległej do osi anatomicznej kości piszczelowej, oraz wzdłuż linii L1, biegnącej poniżej powierzchni stawowych równoległe do plateau piszczeli. We wszystkich modelach analizowano rozkład odkształceń ez (wzdłuż osi pionowej, pokrywającej się z osią długą kości piszczelowej). Analiza odkształceń ez w nasadzie bliższej kości piszczelowej prowadzona była na powierzchni zewnętrznej kości oraz dla głównego przekroju płaszczyzną czołową nasady bliższej kości piszczelowej. Przykładowe rozkłady przemieszczeń w nasadzie bliższej kości piszczelowej dla przypadku 3-ego zamieszczono na RYS. 4. We wszystkich przypadkach stwierdzono, że stan przemieszczeń można charakteryzować jako złożenie efektów zginania kości piszczelowej w płaszczyźnie strzałkowej oraz w płaszczyźnie czołowej, któremu towarzyszy charakterystyczne pochylenie powierzchni stawowych na stronę przyśrodkową. Dodatkowo kość piszczelowa jest skręcana co również wpływa na rozkład przemieszczeń jej nasady bliższej. Na tej podstawie wybrano parametry, które opisują stan przemieszczeń i umożliwiają analizę porównawczą wszystkich przypadków. Parametry te to: maksymalna wartość przemieszczenia  $U_z$  kości piszczelowej w płaszczyźnie strzałkowej, maksymalna wartość przemieszczenia  $U_x$  kości pisz-



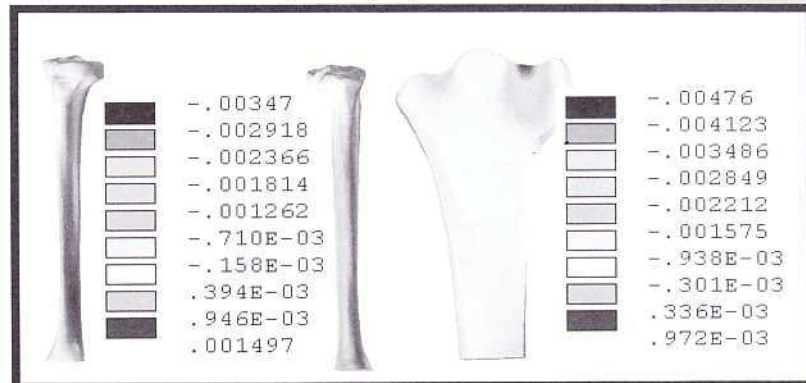
**RYS. 4. Przykładowe rozkłady przemieszczeń modelu kości piszczelowej dla przypadku 3-ego.**  
**FIG. 4. Exemplary results of displacement distribution in model of tibia bone for case 3.**

czelowej w płaszczyźnie czołowej, różnica wartości maksymalnych przemieszczenia  $U_y$  na kłykcisku przyśrodkowym i maksymalnej wartości przemieszczenia  $U_y$  na kłykcisku boczny. Analiza rozkładów odkształceń wzdłuż linii biegnących na powierzchni kości zbitiej nasady wykazała iż znaczące

the under cartilage layer below to the medial and lateral articular surfaces of tibia (higher values are observed below medial condyles articular surface). Parameters describing strains distribution chosen for comparative analysis are: Maximum value of  $\epsilon_z$  strain on the lateral and medial surface of diaphysis as well as maximum value of  $\epsilon_z$  strain in cancellous bone below medial articular surface.

Comparative analysis of displacement parameters allows to conclude:

1) the most important influence on the values of displace-



**RYS. 4. Przykładowe rozkłady odkształceń modelu kości piszczelowej dla przypadku 3-ego.**  
**FIG. 4. Exemplary results of strains distribution in model of tibia bone for case 3.**

wartości odkształceń dla tkanki zbitiej kości występują na bocznej i przyśrodkowej powierzchni trzonu kości piszczelowej - jest to wynikiem dominującego w stanie odkształceń kości zginania w płaszczyźnie czołowej (RYS. 5). Dla tkanki gąbczastej znaczące wartości odkształceń występują w rejonie warstwy podchrzęstnej pod powierzchniami stawowymi kłykcia bocznego i przyśrodkowego, przy czym większe wartości odkształceń występują pod powierzchnią kłykcia bocznego. Parametry opisujące stan odkształceń wybrane do analizy porównawczej to: wartości maksymalnego odkształcenia ez trzonu kości po stronie bocznej i stronie przyśrodkowej, oraz wartość maksymalnego odkształcenia tkanki kostnej gąbczastej kłykcia bocznego. Analiza porównawcza parametrów stanu przemieszczeń wykazała:

1) największy wpływ na wartość przemieszczeń w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej miała zmiana modelu tkanki zbitiej i gąbczastej z właściwości jednorodnych na kierunkowe - w przypadku tej zmiany różnice wyników były bardzo znaczące (nawet do 85% wartości uzyskanej dla przypadku 1-go). Wprowadzenie nieliniowej charakterystyki tkanki gąbczastej spowodowało znacznie mniejsze zmiany wartości przemieszczeń (6% wartości uzyskanej dla przypadku 1-go) z wyjątkiem ugięcia powierzchni stawowych, które jest znacznie większe.

2) w przypadku analizy stanu odkształceń wprowadzenie właściwości kierunkowych tkanki zbitiej i gąbczastej znacznie wpływa na odkształcenia na powierzchni trzonu kości jak również bardzo znacząco na rozkład odkształceń tkanki gąbczastej. Również wprowadzenie nieliniowej charakterystyki tkanki gąbczastej spowodowało znaczące zmiany rozkładów odkształceń w przekroju głównym płaszczyzną czołową nasady bliższej kości

## Podsumowanie

Przeprowadzona analiza wykazała znaczący wpływ przyjętego modelu materiału tkanki zbitiej i gąbczastej kości piszczelowej na wyniki analizy stanu przemieszczeń i odkształceń kości uzyskane na drodze obliczeń numerycznych. Szczególnie istotny jest wpływ modelu materiału na rozkłady odkształceń tkanki gąbczastej w nasadzie bliższej kości - uzyskane wyniki różnią się znacząco pod względem wartości jak i rozkładów - dla przypadków początkowych koncentracje odkształceń pod powierzchniami stawowymi kłykcia przyśrodkowego i bocznego są wyraźne a maksymalne wartości odkształceń znaczące, jednakże wraz ze wzrostem złożoności modelu materiału tkanki gąbczastej koncentracje te wyraźnie się zmniejszają. Wskazuje to na istotną rolę rozbudowy modeli materiału tkanki kostnej stosowanych w obliczeniach numerycznych, szczególnie w przypadku gdzie na wyniki analiz istotnie wpływa stan odkształceń tkanki gąbczastej (np. w przypadkach analizy odkształceń kości piszczelowej po zabiegach wszczepienia endoprotezy stawu kolanowego).

## Podziękowania

Praca sponzorowana przez Komitet Badań Naukowych.  
Nr grantu: 5 T07A 028 23

ment comes from change of isotropic model of bone tissues to the orthotropic - in that case differences of results are significant (even differences equal to 85% of maximum displacement value calculated for case 1) Change of stress-strain characteristic from linear to non linear cause much less significant differences (6% of maximum displacement value calculated for case 1) with exception for articular surfaces which is much larger in case 2 than in case 1.

2) changes of strain values are significant only in the case of change of material model from isotropic to orthotropic, but for cancellous bone effect of change of stress-strain characteristic is similar in the influence on strains distributions and influence of previously changes.

## Summary

Carried out analysis shown significant influence of material model of cancellous and cortical bone tissue on the displacement and strains distribution of bone calculated using finite element method. The most important influence of material model was observed for cancellous bone - calculated results are different in value and distribution character - for first case concentrations below to the articular surfaces are high and clearly developed, for cases 2 and 3 concentrations decrease. It leads to assumption of significant role of material model in the cases where cancellous bone calculations are important (for example in analysis of strain distributions after knee endoprosthesis implantation).

## Acknowledgements

Project supported by Polish State Committee for Scientific Research. Grant no.: 5 T07A 028 23

## Piśmiennictwo

## References

- [1] Beaupre G.S., Vasu R., Carter D.R., Shurman D.J.: Epiphyseal-based designs for tibial plateau components - II. Stress analysis on saggital plane, *Journal of Biomechanics*, vol. 19, p. 663-673, 1986.
- [2] Będziński R.: *Biomechanical Engineering. Selected topics*, Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997 (in Polish).
- [3] Cheal E.J., Hayes W.C., Lee C.H., Snyder B.D., Miller J.: Stress analysis of a condylar tibial component: influence of metaphyseal shell properties and cement injection depth, *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 3, p. 424-434, 1985.
- [4] Lewis J.L., Askew M.J., Jaycox D.P.: A comparative evaluation of tibial component designs of total knee prostheses, *Journal of Bone and Joint surgery*, vol. 64, p. 129-135, 1982.
- [5] Murase K., Crowninshield R.D., Pedersen D.R., Chang T.: An analysis of tibial component design in total knee arthroplasty, *Journal of Biomechanics*, vol 16, p. 13-22, 1982.
- [6] Rokotomanana R.L., Leyvraz P.F., Curnier A., Heegard J.H., Rubin P.J.: A finite element model for evaluation of tibial prosthesis-bone interface in total knee replacement, *Journal of biomechanics*, vol. 25, p. 1413-1424, 1992.
- [7] Taylor M., Tanner K.E., Freeman M.A.R.: Finite element analysis of the impacted proximal tibia: a relationship between initial cancellous bone stresses and implant migration, *Journal of Biomechanics*, vol. 31, p. 303-310, 1998.
- [8] Vasu R., Carter D.R., Shurman D.J., Beaupre G.S.: Epiphyseal based design for tibial plateau components - I. Stress analysis in frontal plane. *Journal of Biomechanics*, vol. 19, p. 647-662, 1986
- [9] Wevers H.W., Dujovne A.R., Guzzwell J.A., Cooke T.D.V.: The physical basis for flexible condylar tibial plateau design, *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 13, p. 341-347, 1991.