

ZAGADNIENIE BIOMECHANICZNEJ BIOKOMPATYBILNOŚCI KOŚCI I MATERIAŁÓW KONSTRUKCYJNYCH IMPLANTÓW ORTOPEDYCZNYCH W ŚWIETLE WSPÓŁCZESNEGO DWUFAZOWEGO POROSPŘĘŻYSTEGO MODELU TKANKI KOSTNEJ

PROBLEM OF THE BIOMECHANICAL BIOCOMPATIBILITY OF BONE AND CONSTRUCTIONAL MATERIALS FOR BONE IMPLANTS IN THE LIGHT OF MODERN TWO-PHASE POROELASTIC MODEL OF BONE TISSUE

Konstrukcję układu biomechanicznego kość-implant, np.: konstrukcję sztucznego stawu biodrowego tworzącą konstrukcję nośną organizmu charakteryzuje zespół cech materiałowych, geometrycznych i dynamicznych, dobranych ze względu na osiągnięcie założonego celu. Analiza zagadnienia zgodności strukturalno-biomechanicznej kości i biomateriału wszczepu rozpatrzona na podstawie nowego dwufazowego porospřężystego modelu tkanki kostnej może dostarczyć nowych przesłanek odnośnie zwiększenia poziomu niezawodności wszczepianych sztucznych stawów i wydłużenia okresu ich eksploatacji bez konieczności reimplantacji. Praca przedstawia istotę porospřężystego modelu tkanki kostnej oraz własne badania właściwości mechanicznych kości.

Słowa kluczowe: model kości, implanty ortopedyczne, materiały porowate, współpraca na powierzchni kość-implant.

The construction of biomechanical system bone-implant e.g. construction of artificial hip joint, composing carrying construction of living organism, is characterized by set of material, geometrical and dynamic attributes, selected to fulfil required assumptions. The principal goal of biomechanical research of orthopaedic implants is to provide durability and stability of considered biomechanical system. Biomaterials assigned for orthopaedic implants and for bone graft substitutes have to satisfy series of requirements connected not only with biological response of living tissue. Analysis of structural-biomechanical compatibility of bone tissue and constructional materials of bone implant considered on the grounds of modern two-phase poroelastic model for bone tissue might afford additional knowledge required for increasing of reliability of discussed constructions and extension of its operating period without necessity of reimplantation. This paper presents the essence of the two-phase poroelastic model of bone illustrated with owns research of mechanical properties of bone.

Keywords: model of bone, porous orthopedic implants, biosubstitute, bone-implant interface.

1. Wprowadzenie

Chirurgia ortopedyczna uzależniona jest od implantowania sztucznych biomateriałów do organizmu. Endoprotezoplastyka stawu biodrowego jest najczęściej stosowanym zabiegiem chirurgicznym polegającym na całkowitym zastąpieniu chorego stawu

przez sztuczny staw i wiąże się z wprowadzeniem do środowiska wewnętrznego człowieka ciał obcych z założeniem, że spełniając długotrwale wyznaczoną im funkcję biomechaniczną, będą biologicznie obojętne [10]. Operacja wszczepienia sztucznego stawu pozwala pacjentom w 90% przypadków na powrót do normalnego życia, pozbawionego bólu

związanego z dolegliwością chorego stawu, pozwala na wznowienie pracy, a czasem nawet powrót do aktywnego uprawiania sportu, na 10 do 20 lat, kiedy to w wyniku zużycia lub obłuzowania komponentów totalnej alloplastyki zachodzi konieczność operacji rewizyjnej [16]. O biomechanicznej prawidłowości rekonstrukcji stawu biodrowego decydują relacje odkształceniowo-naprężeniowe w kości oraz w implan-cie [8, 10]. Zrozumienie klinicznego niepowodzenia biomechaniki totalnej alloplastyki stawu biodrowego wymaga wiedzy dotyczącej sił przenoszonych przez staw biodrowy, naprężeń, które generują one w kości i materiale implantu, ich wpływu na zużycie i związane z tym ryzyko uszkodzenia oraz przebudowę tkanki kostnej. Biomechanika pozwala przewidzieć potencjalne scenariusze niepowodzenia implantacji (failure scenarios), których znajomość niezbędna jest do przeprowadzenia badań poprzedzających kliniczne zastosowanie implantów [8, 9, 15, 16]. W przypadku bezcementowej endoprotezoplastyki czynnikami, które odgrywają istotną rolę w zapewnieniu stabilności i trwałości implantacji są osteointegracja oraz adaptacyjne wrastanie tkanki kości w zaprojektowaną w tym celu mikrostrukturę porową na powierzchni implantu. Wrastanie tkanki kostnej i osteointegracja warunkują trwałe połączenie kości z implantem w przypadku trzpieni endoprotez bezcementowych stawu biodrowego pokrytych warstwą materiału porowatego (stosuje się pokrycia metaliczne lub ceramiczne, rys. 1), wszczepianych do kanału szpikowego kości udowej [26, 28].

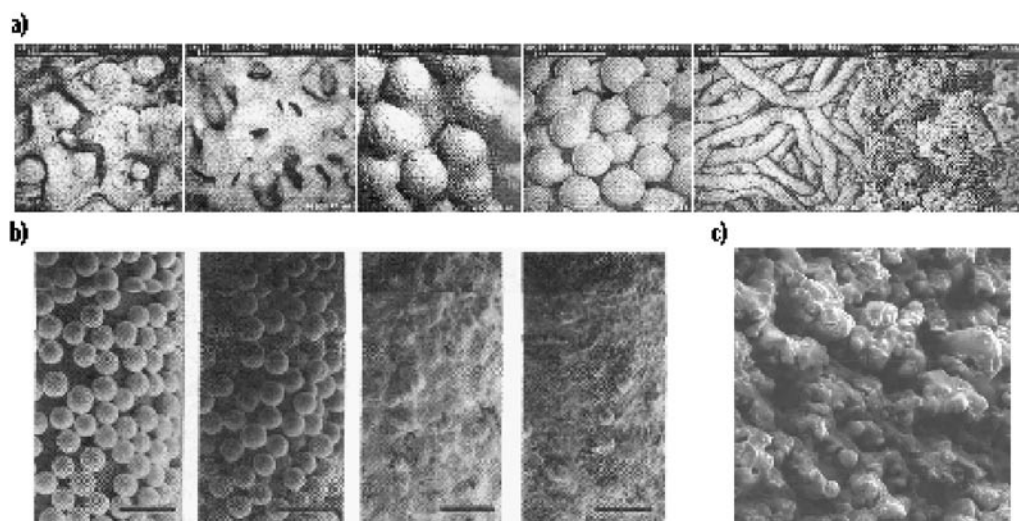
Osiągnięcie prawidłowej stabilności porowatych implantów kostnych zależy od procesu adaptacyjnego wrastania tkanki kostnej do przestrzeni porowej

porowatego materiału konstrukcyjnego implantu kostnego. Z mechanicznego punktu widzenia proces ten determinowany jest głównie przez ukształtowanie mikropowierzchni implantu, gdyż styk kość-implant jest połączeniem głównie mechanicznym. Proces osteointegracji polegający na zapewnieniu mechano-fizyko-biochemicznego wiązania biomateriału z kością zachodzi w przypadku, gdy porowate podłoże implantu pokryte jest biozgodną ceramiką hydroksyapatytową o identycznej strukturze krystalograficznej jak mineralna część tkanki kostnej.

Porowate powłoki nanoszone na implant różnymi technikami, wśród których najpopularniejszą jest napylenie plazmowe [22], zwiększają powierzchnię współpracujących części (kości i implantu), co pozwala na przeniesienie obciążeń zginających i ścinających oraz wzrost odporności na działanie sił ścinających [13]. Dla potrzeb chirurgii ortopedycznej stosuje się kilka rodzajów mikrostruktury powierzchni porowatych implantów tj.: kulki, włókna, proszek, siatki, bezkierunkowe amorficzne struktury (rys. 1).

2. Istota porospężystego modelu tkanki kostnej

Tkanka kostna reaguje na nowe mechaniczne otoczenie pola naprężeń stworzone przez implant adaptacyjną przebudową swojej zewnętrznej i wewnętrznej struktury, której prawa zostały sformułowane przez Wolffa [29]. Mechanizm opisujący istotę adaptacyjnej przebudowy tkanki kostnej w odpowiedzi na historię obciążeń mechanicznych kości (tzw. właściwości mechaniczno-adaptacyjne) interpretowany na podstawie nowego dwufazowego (porospężystego)



Rys. 1. Przykłady porowatych warstw na powierzchni implantów: a), b) powłoki metaliczne, [1, 12], c) powłoka ceramiczna (hydroksyapatyt) /badania własne/

Fig. 1. Examples of porous layers on implant surfaces: a), b) metallic coatings [1, 12], c) ceramic coating (hydroxyapatite) /own experiment/

modelu tkanki kostnej wprowadzonego do klinicznej biomechaniki ortopedycznej w Polsce w 2002 roku [17, 18] zilustrowano schematem przedstawionym na rys. 2. Właściwości mechaniczno-adaptacyjne kości przejawiają się w postaci przebudowy zewnętrznej (external remodeling, tj. zmiany kształtu przekroju poprzecznego trzonu kości długiej) i tzw. przebudowy wewnętrznej (internal remodeling, tj. zmiany właściwości porosprężystych materiału ściany trzonu kości długiej przez zmianę porowatości kości korowej). Przebudowa ta stymulowana jest przez właściwości mechatroniczne kości, które zobrazowano za pomocą przetwornika mechanoelektrycznego TRANS i potencjałów SGP (strain generated potentials).

Wy tłumaczenie zjawisk mechano-elektrycznych w kościach, znanych od ponad 40 lat, lecz różnorodnie interpretowanych, na które zasadniczy wpływ ma ruch jonowego płynu porowego w przestrzeni porowej kości korowej indukowany obciążeniem mechanicznym kości, na podstawie teorii ośrodka porosprężystego wypełnionego lepkiem płynem jonowym zostało przedstawione stosunkowo niedawno [19, 20, 24, 25]. Teoria ta, zweryfikowana doświadczalnie [21], wskazuje na konieczność zmiany podstawowego modelu biomechanicznego kości z jednofazowego (ciało stałe sprężyste) na dwufazowy: ciało porosprężyste wypełnione lepkiem płynem jonowym [5, 17, 27].

Biokompatybilność strukturalno-biomechaniczna tkanki kostnej i biomateriału wszczepu rozpatrywana na podstawie modelu porosprężystego obejmuje kompatybilność wartości: współczynnika porowatości (lub współczynnika poroprzepuszczalności k dla płynu) oraz czterech współczynników porosprężystości (np. N, A, Q, R – tzw. współczynników materiałowych porosprężystości Biota-Willisa). Wynika stąd konieczność określenia stopnia kompatybilności biomechanicznej kości z implantem kostnym, za-

pewniającego optymalną stabilność wszczepów endokostnych. Związki fizyczne teorii dynamicznej porosprężystości podanej przez Biota w przypadku trójwymiarowych zagadnień dynamicznych [2, 3, zob. także 11] mają postać:

– relacje naprężeniowo-odkształceniowe

$$\begin{aligned} \sigma_{ij}^s &= 2N\varepsilon_{ij} + (A\varepsilon + Q\Theta)\delta_{ij} \\ \sigma^f &= Q\varepsilon + R\Theta \end{aligned} \quad (1)$$

gdzie: σ_{ij}^s – tensor naprężeń materiału fazy stałej, ε_{ij} – tensor małych odkształceń sprężystych materiału fazy stałej, $\varepsilon = \varepsilon_{ii}$ – dylatacja (ślad tensora ε_{ij}), σ^f – naprężenia w płynie porowym, Θ – dylatacja płynu, N, A, Q, R – stałe porosprężystości Biota-Willisa, δ_{ij} – delta Kroneckera, $i, j = 1, 2, 3$;

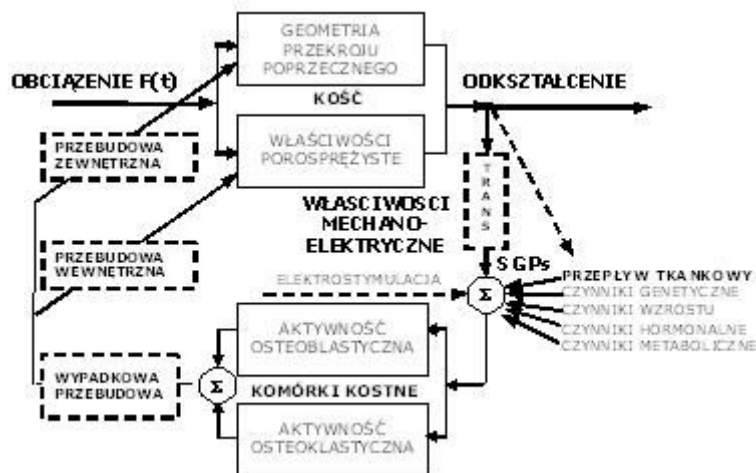
– prawo Darcy

$$\dot{W}_i - \dot{w}_i = -k\nabla\sigma^f \quad (2)$$

gdzie: \dot{W}_i – średnia wartość w elementarnym obszarze reprezentatywnym wektora prędkości płynu, \dot{w}_i – średnia wartość w elementarnym obszarze reprezentatywnym wektora prędkości cząstek materiału fazy stałej, k – stała poroprzepuszczalności materiału porowatego dla płynu, $i = 1, 2, 3$.

3. Badania właściwości mechanicznych kości

W celu wykazania mechanicznego znaczenia fazy płynnej w kości oraz jej mechatronicznych właściwości wynikających z obecności w niej jonowego płynu wykonano badania laboratoryjne ściskania próbek kości korowej. Badania prowadzono na kości wołowej, będącej uznanym i szeroko stosowanym modelem zwierzęcym, adekwatnym do ludzkiej korowej tkanki kostnej.



Rys. 2. Kość jako układ biodynamiczny (biomechatroniczny) [16]

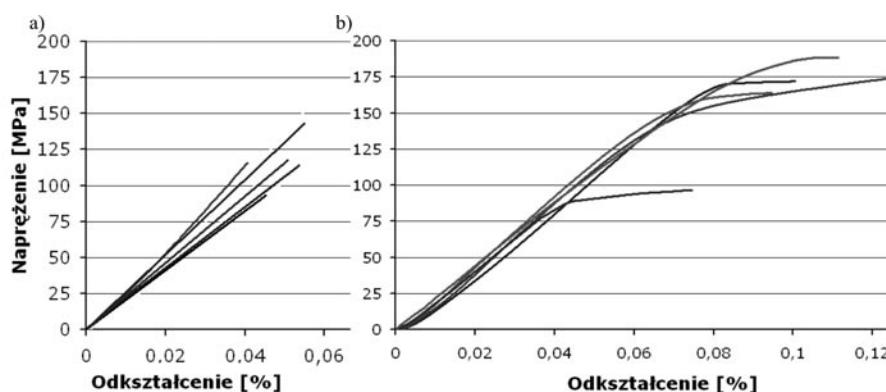
Fig. 2. Bone as a biodynamic system (biomechatronic system) [16]

Kości udowe pochodzące od siedmioletniej krowy, dostarczone przez Zakłady Mięsne w Śremie, starannie oczyszczono z zewnętrznej warstwy okostnej. Następnie podzielono je na kostne pierścienie o wysokości około 10 mm i z każdego pierścienia wycięto cztery segmenty kostne pochodzące z przedniej, tylnej, przyśrodkowej i bocznej części pierścienia. Dalej według [23] z każdego segmentu kostnego wykonano na frezarce kostkę sześcienną o boku 7 mm. Badania prowadzono na dwóch rodzajach próbek – z kości świeżej poddanej obróbce bezpośrednio, tj. do 6 godzin po resekcji oraz z kości suchej. Kość suchą otrzymano przez trawienie sześciennych próbek kostnych 7 procentowym roztworem KOH w celu usunięcia fragmentów organicznych z przestrzeni porowej kości [7], następnie próbki dwuetapowo suszono.

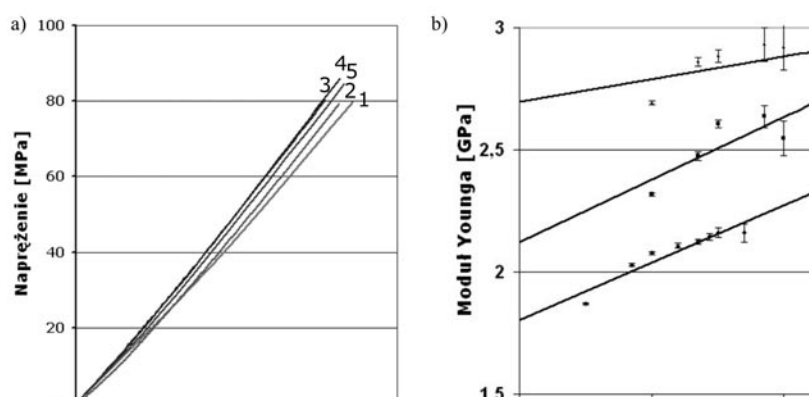
W pierwszym etapie, zwanym odwadnianiem, usunięto roztwór KOH z przestrzeni porowej próbek kostnych przez stopniowe zastępowanie go alkoholem o wzrastającym stężeniu, zgodnie z procedurą podaną w [7]. W drugim etapie pozostawiono prób-

ki na 48 godzin w temperaturze pokojowej celem odparowania alkoholu. Przebieg suszenia kontrolowano metodą wagową. Charakterystyki naprężeniowo-odkształceniowe otrzymano na uniwersalnej maszynie wytrzymałościowej TIRAtest 24250 produkcji niemieckiej. Rysunek 3 przedstawia wykresy charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych otrzymanych podczas ściskania próbek kości suchej i kości świeżej; ściskanie prowadzono aż do zniszczenia próbek. Kształt charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych w przypadku kości suchej (rys. 3a) jednoznacznie wskazuje na to, że jest ona materiałem sprężysto-kruchym. W przypadku kości świeżej (rys. 3b) powyżej zakresu sprężystego jest widoczny odcinek odpowiadający odkształceniom plastycznym, wskazujący, że kość świeża jest materiałem sprężysto-plastycznym.

Porównanie charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych uzyskanych ze ściskania kości suchej i świeżej jednoznacznie wskazuje na istotny wpływ obecności ciągłej fazy płynnej w przestrzeni



Rys. 3. Charakterystyki naprężenie-odkształcenie uzyskane podczas ściskania próbek kości: a) suchej, b) świeżej
Fig. 3. Strain-stress curves obtained during compression tests of samples of: a) dry bone, b) fresh bone.



Rys. 4. a) Charakterystyki naprężenie-odkształcenie uzyskane podczas ściskania wybranej próbki kości świeżej (wymiary: 7x7x7 mm), przy różnych szybkościach obciążania: 100 N/s (1), 500 N/s (2), 1000 N/s (3), 5000 N/s (4), 10000 N/s (5); b) Zależność modułu Younga od szybkości obciążania dla 3 wybranych próbek.

Fig. 4. Strain-stress curves obtained during compression tests on the selected sample of fresh bone (specimen dimension: 7x7x7) with the various load rate; 100 N/s (1), 500 N/s (2), 1000 N/s (3), 5000 N/s (4), 10000 N/s (5); b) Dependence of the elastic modulus on the load rate, results obtained from 3 bone samples.

porowej kości przede wszystkim na właściwości mechaniczne kości. Ponadto poszczególne próbki kości świeżej poddano ścisłaniu w zakresie sprężystym z różną prędkością. Otrzymano różne wartości kątów nachylenia charakterystyk naprężeniowo-odkształceniowych przy różnych prędkościach odkształcania (tj. stwierdzono tzw. lepkosprężyste właściwości kości), co wynika z obecności i przepływu lepkiego płynu w przestrzeni porowej kości korowej. Rys. 4a przedstawia przykładowe wyniki w postaci charakterystyk naprężenie-odkształcenie uzyskane podczas ścisłania wybranej próbki kości z różnymi szybkościami odkształcania, zaś rys. 4b zależność modułu Younga od szybkości odkształcania dla 3 wybranych próbek. Otrzymane wyniki są zgodne jakościowo z [4, 17] oraz ilościowo z [6].

4. Podsumowanie i wnioski

Właściwości porosprężyste oraz mechatroniczne (mechano-elektryczne) tkanki kostnej warunkują powstanie potencjałów SGPs będących czynnikiem stymulującym adaptacyjną przebudowę tkanki kostnej w odpowiedzi na historię obciążeń mechanicznych kości, co determinuje m.in. uzyskanie prawidłowej stabilności wszczepów endokostnych i zwiększenie ich niezawodności. Trwałość implantacji porowatych materiałów biozastępczych zależy bowiem od efektywności adaptacyjnego wrastania tkanki kostnej do

przestrzeni porowej metalowego porowatego materiału konstrukcyjnego implantu endokostnego.

Wyniki przedstawionych w pracy badań własnych ukazują świeżą kość korową jako materiał lepkosprężysty. Właściwości lepkosprężyste w kości świeżej, mokrej oraz *in vivo* wynikają z przepływu lepkiego płynu porowego generowanego odkształceniem fazy stałej kości. Dwufazowy porosprężysty model tkanki kostnej, w odróżnieniu od obowiązującego w biomechanice ortopedycznej od ponad stu lat modelu jednofazowego, pełniej opisuje jej właściwości biomechaniczne. Ponadto wynikające z towarzyszących przepływowi w przestrzeni porowej kości płynu jonowego zjawisk mechatronicznych (mechano-elektrycznych), właściwości biodynamiczne kości, będące biomechano-elektrofizjologicznym czynnikiem stymulującym przebudowę kostną, pozwalają na dokładniejszy opis mechanizmów warunkujących niezawodność implantacji wszczepów dokostnych. Dlatego analiza zgodności biomechanicznej pomiędzy tkanką kostną a wszczepem przeprowadzona na podstawie modelu porosprężystego oraz badania właściwości mechatronicznych kości mogą dostarczyć dodatkowych przesłanek odnośnie możliwych przyczyn obłuzowań endoprotez bezcementowych oraz mogą pozwolić opracować takie rozwiązania konstrukcyjne tych endoprotez, które byłyby bardziej konkurencyjne w stosunku do innych rodzajów endoprotez.

Podziękowania

Składam serdeczne podziękowania Panu dr hab. bioinż. lek. med. Ryszardowi Uklejewskiemu, prof. nadzw. Akademii Bydgoskiej, Panu Prof. dr hab. inż. Januszowi Mielniczukowi z Katedry Podstaw Konstrukcji Maszyn Politechniki Poznańskiej oraz Panu dr n. med. Piotrowi Rogali z Kliniki Ortopedii Akademii Medycznej w Poznaniu za cenne konsultacje udzielone podczas prowadzonych badań i powstawania pracy.

5. Literatura

- [1] An Y. H., Draughn R. A. (red.): *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*, CRC Press, Boca Raton, London, New York Washington DC, 2000.
- [2] Biot M.A.: *Theory of propagation of elastic waves in a fluid-saturated porous solid. I. Low-frequency range*, J. Acoust. Soc. Am., 1956, 28(2), s. 179–191.
- [3] Bourbie T., Coussy O., Zinszner B.: *Acoustics of Porous Media*, Huston TX, Gulf-Publ. Co., 1987.
- [4] Carter D. R., Hayes W. C.: *The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure*, J. Bone Jt Surg., 1977; 59A (7): 954-962.
- [5] Cowin S. C.: *Bone poroelasticity*, J. Biomechanics, 1999, 32, s. 217–238.
- [6] Currey J. D.: *Bones: Structure and Mechanics*, Princetown University Press, Princeton and Oxford, 2002
- [7] Dickson G. R.: *Methods of Calcified Tissue Preparation*, Department of Anatomy, The Queen's University of Belfast, 1984.
- [8] Huiskes R., Vondonschot N.: *Biomechanics of artificial joint: the hip*, w: Mow V. C., Hayes W. C. (red.): *Basic Orthopedic Biomechanics*, Lippincott Williams & Wilkins, New York 1997.
- [9] Huiskes R., Vondonschot N.: *Failure Scenarios and the Innovation Cycle*, w: Callaghan J. J., Rosenberg A. G. Rubash H. E.: *The Adult Hip*, Lippincott-Raven Publishers, Philadelphia, New York, 1998, s.171-186.
- [10] Kusz D.: *Zastosowanie badania densytometrycznego w ocenie wyników endoprotezoplastyk stawu biodrowego z uwzględnieniem komputerowej symulacji rozkładów naprężeń w tkance okołoprotezowej*, (rozpr. hab.), Wyd. Śląskiej Akademii Medycznej, Katowice 1988.

- [11] Kubik J., Cieszko M., Kaczmarek M.: *Dynamika nasyconych materialów porowatych*. Wydawnictwo Inst. Podst. Probl. Techniki PAN, Warszawa 2000.
- [12] Marciniak J.: *Biomateriały*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [13] Morcher E.W.: *Hydroxyapatite coating of prostheses*, J. Bone and Joint Surg. 73-B, No. 5, 1991, s. 705-706
- [14] Mow V. C., Hayes W. C.: *Basic Orthopedic Biomechanics*, Lippincott Williams & Wilkins, New York 1997.
- [15] Prendergast P. J.: *Biomechanical Techniques for Pre-clinical Testing of Prostheses and Implants*, Wyd. AMAS, Warszawa, 2001.
- [16] Prendergast P. J.: *Bone Prostheses and Implants*, w: Cowin S. C. (red.): *Bone Biomechanics Handbook*, 2. Ed., CRC Press, Boca Raton, FL USA, 2001.
- [17] Rogala P., Uklejewski R., Stryła W.: *Współczesny porosprężysty model biomechaniczny tkanki kostnej. Część I i 2*, Chirurgia Narządów Ruchu i Ortopedia Polska, 2002, 67 (3), s. 309–316; 68 (4), s. 395–403.
- [18] Rogala P., Uklejewski R., Stryła W.: *Współczesny porosprężysto-elektryczny model biomechaniczno-elektrofizjologiczny tkanki kostnej*, w: Biliński P. J. (red.) *Ortopedia i Traumatologia u Progu Nowego Millenium*, Wydawnictwo Stowarzyszenia na Rzecz Rozwoju Ortopedii Bydgoskiej (ISBN 83-87383-62-7), Bydgoszcz 2002, s. 336-340.
- [19] Salzstein R. A., Pollack S. R.: *Electromechanical potentials in cortical bone – II. Experimental analysis*, J. Biomech., 1987, 20 (3), s. 271–280.
- [20] Salzstein R. A., Pollack S. R., Mak A. F. T., Petrov N.: *Electromechanical potentials in cortical bone – I. A continuum approach*, J. Biomechanics, 1987, 20 (3), s. 261–270.
- [21] Scott G. C., Korostoff E.: *Oscillatory and step response: Electromechanical phenomena in human and bovine bone*, J. Biomech., 1990, 23 (2), s. 27–43.
- [22] Šrballe K.: *Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation*, Acta Orthopaedica Scandinavica, Suppl.. 255, 64, 1993.
- [23] Turner C. H., Burr D. B.: *Experimental techniques for bone mechanics*, w: Cowin S. C. (red.): *Bone Biomechanics Handbook*, 2nd ed., Boca Raton, CRC Press, USA, 2001.
- [24] Uklejewski R.: *Kość jako wypełniony płynem dwufazowy ośrodek porowaty*, Prace Inst. Podst. Probl. Techniki PAN, nr 16/1992.
- [25] Uklejewski R.: *O efektach elektromechanicznych w porowatej kości zbitej wypełnionej płynem fizjologicznym i efekcie akustoelektrycznym w trzonach kości długich mokrych*, Warszawa, Wyd. Inst. Biocybern. i Inż. Biomed. PAN, Warszawa 1994.
- [26] Uklejewski R., Winiecki M., Rogala P., Czapski T.: *On mechanoelectric and electroacoustic properties of bone, Part 1. Mechanoelectric properties of cortical bone*, Proceedings of the VIII International Conference “Theoretical and Experimental Problems of Materials Engineering”, Prievidza, Słowacja, wrzesień 2003 r.
- [27] Uklejewski R.: *Theory of the eletromechanical potentials generation in a fluid-filled cortical bone*, Biocybernetics and Biomedical Engineering, 13, 1-4, 1993
- [28] Winiecki M., Czapski T.: *Własności mechatroniczne i elektroakustyczne kości, cz. 1. Własności mechatroniczne kości korowej*, Zeszyty Naukowe Politechniki Poznańskiej, Maszyny Robocze i Transport, 2004, nr 57, /w druku/.
- [29] Wolff J.: *Das Geset der Transformation de Knochen [The Law of Bone Remodelling]*, Springer-Verlag, Berlin, 1892.

Mgr inż. Mariusz WINIECKI

Katedra Podstaw Konstrukcji Maszyn

Politechnika Poznańska

ul. Piotrowo 3, 60-965 Poznań,

tel. +48 (61) 6652047, fax +48 (61) 665 2074

email: mariusz.winiecki@put.poznan.pl
