

FRICITION ON THE BIO-CELL SURFACES AS A CONTRIBUTION IN MICROBEARING TRIBOLOGY

Krzysztof Wierzcholski

Gdansk University of Technology
Narutowicza 11/12, 80-952 Gdańsk, Poland
tel.: +48 058 6901348, 3476126, fax: +48 058 6901399
e-mail: wierzch@am.gdynia.pl

A. Miszczak

Gdynia Maritime University
Morska 83, 81-225 Gdynia, Poland
tel.: +48 058 6901348, Fax: +48 058 6901399
e-mail: miszczak@am.gdynia.pl

Abstract

Joint cartilage engineering is the one of most quickly developed domain of biotechnology and applied mechanics. The new research methods of this science can be solved only during the common cooperation of biologists, tribologists and mechanics. Correct functioning of the sound human joint secure the active chondrocytes occurring in the joint cartilage. Hence the joint cartilage is resistible on the acting of mechanical forces. Correctness functioning of human bio-bearing secures the active chondrocytes in cartilage. Hence the human cartilage is resistible on the acting of mechanical forces. of After Authors knowledge the correctly functioning of micro bearing in micro robots and in micro turbines will be satisfied if we assume analogical tribological and hydrodynamic parameters which are existing during the lubricating flow of liquids in super thin layers around the cells (chondrocytes) during the cultivation in bioreactors.

In this paper presents the method of friction forces calculation on the surfaces of chondrocytes about $20\mu\text{m}\times 20\mu\text{m}$ during the cultivation in bioreactor. Friction forces will be examined in micro-scale and nano-scale in the case of hydrodynamic flow of viscoelastic nutrient and pharmacological liquid in the thin super boundary layer below 10 nanometer situated on the surface of the cell body with anisotropic, hyper-elastic and hypo-elastic properties.

Experiences gained during the numerical determination of fiction forces in the level of some micro-Newtons in bioreactors confirmed with the experimental measurement data obtained by means of Atomic Forces Microscope (AFM) enable to need the presented theory for designing of the superficial layer occurring in slide bearing in an intelligent microturbine, where cooperating surfaces similarly as chondrocytes will be change your geometry, shape and will be adapt to the external conditions.

Keywords: Friction calculations, bio-cells, micro-robots

SIŁY TARCIA NA POWIERZCHNI BIOKOMÓREK JAKO WKŁAD DO TRIBOLOGII MIKROŁOŻYSK

Streszczenie

Inżynieria chrząstki stawowej jest jedną z najszybciej rozwijających się dziedzin biotechnologii i mechaniki stosowanej. Nowe metody badawcze tej nauki mogą być rozwiązane jedynie przy wzajemnej współpracy biologów, tribologów, mechaników, ortopedów klinicyistów.

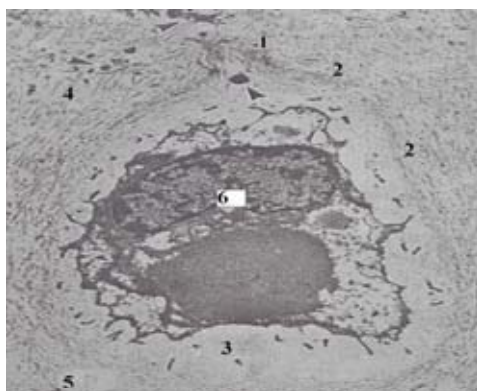
Prawidłowe funkcjonowanie zdrowego stawu człowieka zapewniają aktywne chondrocyty znajdujące się w chrząstce stawowej. Dzięki temu chrząstka stawowa jest odporna na działanie sił mechanicznych. Według hipotezy Autora prawidłowe funkcjonowanie mikro łożysk w mikro robotach i mikro turbinach będzie spełnione, jeśli przyjmujemy analogiczne parametry tribologiczno-hydromechaniczne jakie panują w trakcie opływu smarującego cieczami odżywczymi wokół chondrocytów w trakcie ich hodowli.

W pracy przedstawiona zostanie metoda obliczania sił tarcia na powierzchniach chondrocytów o wymiarach $20\mu\text{m}\times 20\mu\text{m}$ w trakcie ich hodowli w bioreaktorze. Siły tarcia wyznaczone zostaną w mikro i nano-skali w trakcie hydrodynamicznego przepływu lepko-sprężystej cieczy odżywczej w super cienkiej warstwie granicznej o grubości poniżej 10 nanometrów znajdującej się na powierzchni ciała komórki o własnościach anizotropowych, hiper-sprężystych oraz hypo-elastycznych. Pomierzone doświadczalnie przy wykorzystaniu Mikroskopu Sił Atomowych oraz uzyskane z obliczeń numerycznych siły tarcia o wartości kilku mikro-Newtonów w bioreaktorach umożliwią zdaniem autora wykorzystanie przedstawionej teorii przy projektowaniu warstwy wierzchniej łożysk ślizgowych w inteligentnych mikro-robotach i mikro-turbinach, gdzie współpracujące powierzchnie podobnie jak chondrocyty będą zmieniać geometrię, osiągać odkształcenia postaciowe i przystosowywać się będą do warunków zewnętrznych.

Słowa kluczowe: Obliczenia tarcie, komórki biologiczne, mikro roboty

1. Wstępne informacje

Rysunek 1 pokazuje chondrocyt o wymiarach $15 [\mu\text{m}]\times 20 [\mu\text{m}]$ z kanałem w otaczającej go torebce chrzęstnej.



Rys. 1. Elektrogram torebki chrzęstnej z chondrocytem o wymiarach $15 [\mu\text{m}] \times 20 [\mu\text{m}]$: 1 - kanał, 2 - torebka chrzęstna, 3 - macierz okolo komórkowa, 4 - biegun stawowy, 5 - biegun podstawny, 6 - chondrocyt

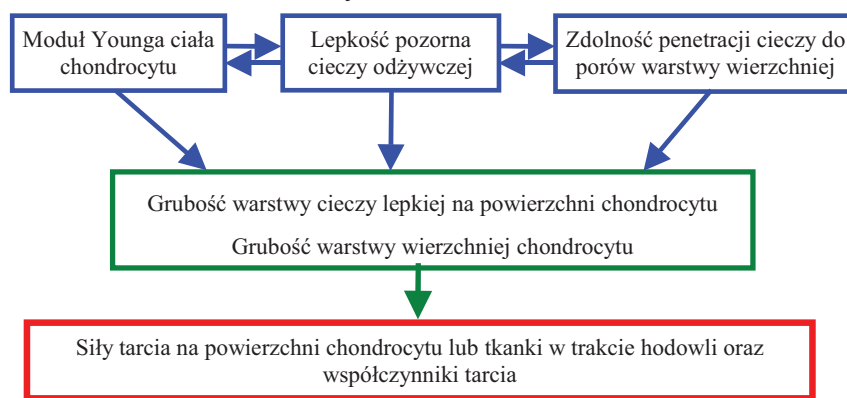
Fig. 1. Electrogram of cartilage place with chondrocyte $15 [\mu\text{m}] \times 20 [\mu\text{m}]$: 1-channel, 2- place in cartilage, 3-cell matrix, 4-joint pole, 5-pole, 6-chondrocyte

Badania naukowe przeprowadzone w ostatnich latach [1], [2], [3], [4], [5] dostarczają nie tylko nowych modeli kinematycznych wzrostu poszczególnych chondrocytów w bioreaktorze, lecz również podają liczne analogie pomiędzy przepływem cieczy farmakologicznej i odżywczej na powierzchni chondrocytu z przepływem smarującym w super cienkiej warstwie na współpracujących powierzchniach mikrołożysk w mikrorobotach i mikroturbinach. Takie badania są zdaniem autorów elementami nowej dziedziny tribologii zwanej histotribologią, czyli tribologią tkanek. Wyznaczane wartości sił tarcia występujące na powierzchni chondrocytu zależą również od zdolności penetracji cieczy do warstwy wierzchniej hodowanego chondrocytu [6]. Taka sama zależność występuje pomiędzy warstwą smarującą o grubości 100 nanometrów smarującą powierzchnie mikrołożyska a zdolnością penetracji cieczy smarującej do warstwy wierzchniej. Zdolnością penetracji nazywamy iloraz współczynnika penetracji c_k wyrażonego w $[\text{m}^2]$ oraz lepkości dynamicznej cieczy η . Jednostką zdolności penetracji jest więc $[\text{m}^4/\text{Ns}]$. Autorzy sugerują, że ze wzrostem nacisku wywieranego przez ciśnienie na warstwę wierzchnią chondrocytu, zmniejsza się zdolność penetracji warstwy wierzchniej. Zjawisko to autorzy uzasadniają analogicznym zachowaniem się chrząstki stawowej w trakcie nacisku, a także zmianą współczynnika penetracji chrząstki stawowej w trakcie nacisku. Tak więc takie wielkości jak wysokość warstwy granicznej płynu, wysokość warstwy wierzchniej, ciśnienie, zdolność penetracji są ściśle ze sobą związane.

Zmiana wartości modułu Younga warstwy wierzchniej chondrocytu w trakcie hodowli w bioreaktorze ma pośredni wpływ na wartość powstającej siły tarcia. Zmiany wartości modułu Younga w zależności od kształtu chondrocytu jak też próbki powierzchni mikrołożyska są przedmiotem badań [7]. Łatwo zauważyć, że zmiana wartości modułu Younga chondrocytu

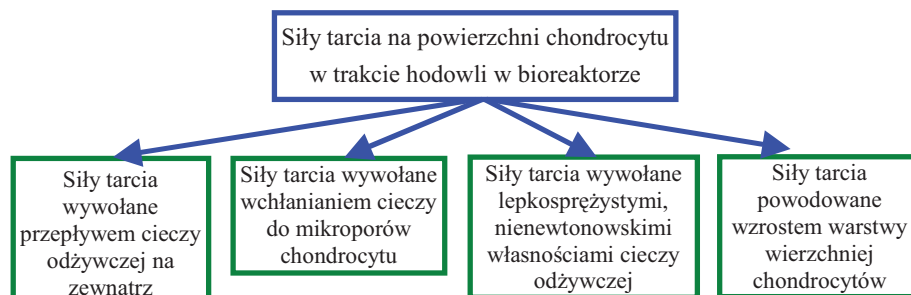
zmienia jego wytrzymałość, co powoduje zmiany w zakresie deformacji powierzchni chondrocytu, które powodują zmiany wysokości warstwy granicznej cieczy. Można zatem przewidywać, że podobne relacje zachodzą pomiędzy modułem Younga ciała warstwy wierzchniej chondrocytu lub powierzchni mikro-łożyska a jego deformacją. Grubość wzrastającej warstwy wierzchniej ε^* chondrocytu osiąga wartość około 2 mikrometrów. Zmiany wysokości warstwy granicznej cieczy implikują zmiany prędkości przepływu a więc zmiany prędkości deformacji, które są powodem zmian wartości lepkości pozornej cieczy nienewtonowskiej.

Zmiana lepkości jest powodem zmian zdolności penetracji chrząstki stawowej. Przedstawione zależności ilustruje rysunek 2. Podział siły tarcia ze względu na ich powstawanie w trakcie polewania chondrocytów można więc zilustrować schematem logicznym przedstawionym na rysunku 3. Siły tarcia występujące pomiędzy powierzchniami komórek a cieczą osmotyczną oraz pomiędzy powierzchnią mikro-łożyska a cieczą smarującą, a także siły tarcia pomiędzy powierzchnią chondrocytu a biologiczną cieczą odżywczą w trakcie hodowli w bioreaktorze można podzielić na siły tarcia w makroskali oraz na siły tarcia w mikro a nawet nanoskali. Wektor powstających sił tarcia rozkłada się, co najmniej w dwóch kierunkach. Rysunek 4 a, b, c obrazuje siły tarcia w makro-, mikro- oraz nanoskali [6]. Siły tarcia w nanoskali pokazane na rys. 4, są styczne do zewnętrznych powierzchni włókien glikoproteinowych. Takie siły tarcia są rzędu kilku a nawet kilkunastu nanonewtonów. Ich wartość oraz ukierunkowanie decyduje o wzroście chondrocytów oraz o regulowaniu wysokości szczeliny w mikro-łożyskach i w mikrorobotach. Mikro włókna glikoproteinowe występujące w wierzchniej warstewce hodowanego chondrocytu, przedstawione zostały na rys. 4. Średnica takich włókien może osiągnąć wymiar kilku nanometrów. Wzmocnione włókna składają się często z kilku powiązanych mikro-włókien. Współczynnik tarcia pomiędzy powierzchnią hodowanego chondrocytu o wymiarach 20×20 mikrometrów a biologiczną cieczą odżywczą w bioreaktorze winien przyjmować jak najmniejsze wartości. Średnio wartość ta wynosi około 0,000001.



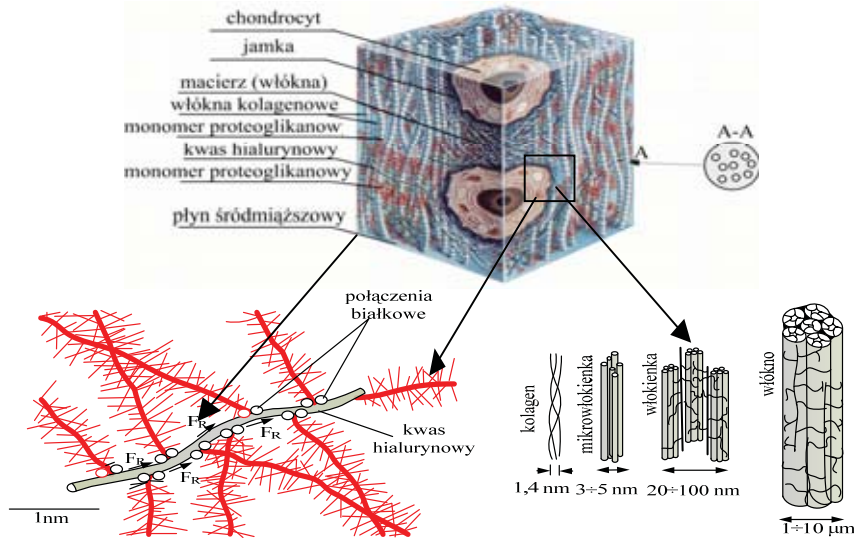
Rys. 2. Przewidywany wpływ modułu Younga ciała chondrocytu oraz lepkości cieczy odżywczej, a także zdolności penetracji na wartość sił tarcia powstających w trakcie hodowli chondrocytu

Fig. 2. Anticipate influence of Young Modulus of chondrocytes body and of viscosity of nutrient liquid and penetration ability on the friction forces arises during the cultivation of chondrocytes



Rys. 3. Przyczyny powstawania sił tarcia na powierzchni chondrocytu w trakcie hodowli w bioreaktorze

Fig. 3. Reasons of friction forces arising on the chondrocytes surfaces during the cultivation in bioreactor



Rys. 4. Siły tarcia na powierzchni chrząstki oraz siły tarcia w nanoskali na łańcuchach kolagenowych w warstwie wierzchniej chondrocytu lub powierzchni mikrołożyska

Fig. 4. Friction forces on the cartilage surface and in nano-scale on the collagen fibers in thin superficial layer of chondrocytes or in micro-bearings

2. Rozkłady prędkości i siły tarcia

Rozkłady prędkości cieczy w super-cienkich warstewkach o wysokości poniżej 100 nanometrów na powierzchni komórki o wymiarach $20\mu\text{m}\times 20\mu\text{m}$ lub na współpracujących powierzchniach mikro-łożysk wyznaczono z równań zachowania pędu i ciągłości przepływu.

Szkic parabolicznego rozkładu prędkości w warstwie granicznej ograniczonej przepuszczalną mikroporowatą ścianką chondrocytu oraz strefą ruchomego przepływu potencjalnego przedstawiony został na rysunku 5a [2], [3], gdzie oznaczono: Ξ_x – wartość prędkości w kierunku poziomym w kontakcie warstwy granicznej z dolną warstwą przepływu potencjalnego [m/s], p – ciśnienie w przepływie potencjalnym przekazane do warstwy granicznej [Pa], ε – wysokość warstewki granicznej [m], η – lepkość dynamiczna cieczy [Pas], p_p – ciśnienie panujące w porach tkanki lub chondrocytu [Pa], V_b – prędkość przepływu cieczy w porowatej powierzchni chondrocytu w kierunku poziomym wywołana gradientem ciśnienia p_p w porach w kierunku osi x [m/s], v_{xb} – wartość prędkości w kierunku poziomym w kontakcie warstwy granicznej z warstwą wierzchnią chondrocytu [m/s], v_x – składowa wektora prędkości cieczy w kierunku osi x . Przepływ ten jest wywołany różnicą ciśnień p w warstwie granicznej cieczy oraz prędkością cieczy w przepływie potencjalnym, a także przepływem wewnątrz mikro-porów. Trójkątny rozkład prędkości cieczy odżywczej w warstwie granicznej ograniczonej od dołu przepuszczalną ścianką chondrocytu oraz nieruchomą, nieobciążoną powierzchnią swobodną cieczy, pokazano na rys. 5b. Jest on wywołany wyłącznie przepływem cieczy wewnątrz porowatej, molekularnej mikrostruktury chondrocytu.

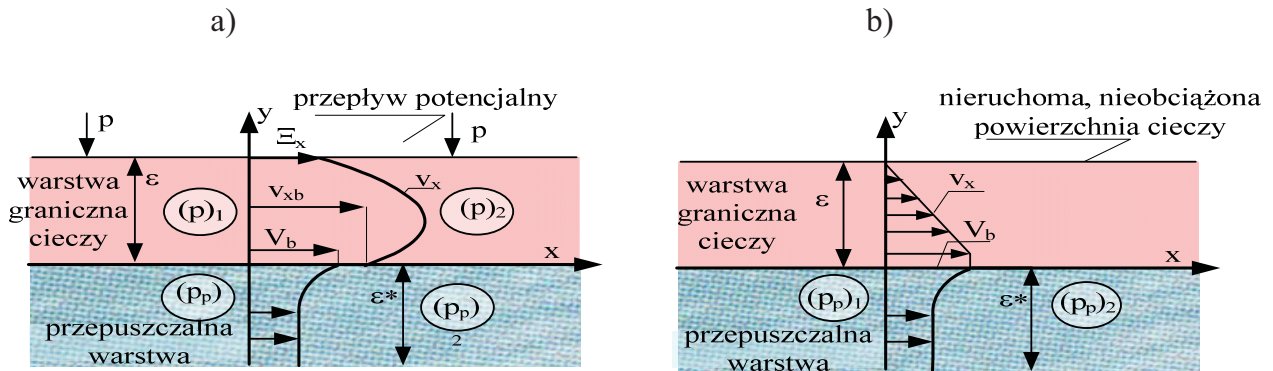
Po uwzględnieniu prędkości wartość siły tarcia w kierunku osi x dla przepływu w warstwie granicznej pokazanej na rys. 5a przyjmuje następującą postać:

$$F_{Rx} = \iint_F \left(\eta \frac{\partial v_x}{\partial y} \right)_{y=\varepsilon} dx dz = LD \frac{(2\varepsilon \sqrt{c_k} + c_a \varepsilon^2) \frac{dp}{dx} + 2c_a c_k \frac{dp_p}{dx} + 2\eta c_a \Xi_x}{2(\sqrt{c_k} + c_a \varepsilon)}, \quad (1)$$

c_k – współczynnik penetracji [m^2],

c_σ – współczynnik bezwymiarowy,

c_α – bezwymiarowy współczynnik porowatości powierzchni zewnętrznej chondrocytu.



Rys. 5. Szkic profilu prędkości cieczy odżywczej i terapeutycznej w cienkiej warstwie; a) ograniczonej od dołu przepuszczalną ścianką chondrocytu oraz strefą ruchomego przepływu potencjalnego od góry dla $(p)_1 > (p)_2$; b) ograniczonej od dołu przepuszczalną ścianką chondrocytu oraz nieruchomą, nieobciążoną powierzchnią swobodną cieczy

Fig. 5. Nutrient fluid velocity distributions in the thin layer; a) restricted on the lower side by the permeability surface of chondrocytes and on the upper side by the movable potential flow for $(p)_1 > (p)_2$; b) restricted on the lower side by the permeability surface of chondrocytes and on the upper side by the motionless, non-loaded liquid surface

Człony mnożone przez pochodną ciśnienia p w przepływie potencjalnym, opisują siłę tarcia wywołaną ciśnieniem pochodzącym od przepływu potencjalnego. Człon mnożony przez lepkość cieczy η oraz prędkość Ξ_x opisuje siłę tarcia zależną od prędkości dolnej strefy przepływu potencjalnego. Człon mnożony przez pochodną ciśnienia p_p w warstwie wierzchniej chondrocytu, opisuje siłę tarcia wywołaną przepływem oraz ciśnieniem w porach.

Siła tarcia dla przepływu pokazanego na rys. 5b ma postać:

$$F_{Rx} = \iiint_F \left(\eta \frac{\partial v_x}{\partial y} \right)_{y=\varepsilon} dx dz = -LD \frac{\eta V_b}{\varepsilon} = \frac{c_k}{\varepsilon} \frac{\partial p_p}{\partial x} LD, \quad V_b = -\frac{c_k}{\eta} \frac{\partial p_p}{\partial x}. \quad (2)$$

3. Przykład obliczeniowy

W celu kontynuacji dalszych badań dotyczących wyznaczenia wartości sił tarcia występujących w trakcie wzrostu chondrocytów w bioreaktorze, konieczne jest przeprowadzenie analizy numerycznej, na bazie rozwiązań analitycznych, która umożliwi poznanie rzędu wartości prędkości cieczy odżywczej opływającej chondrocyt. Taka analiza pozwoli symulować rzędy wartości powstających sił tarcia oraz oszacować rząd prędkości wzrostu lub rozmnażania się chondrocytu. W tej analizie pomijamy wpływ ciśnienia w porach ciała chondrocytu na wartość sił tarcia. W obliczeniach przyjmujemy następujące dane:

- wysokość warstwy granicznej cieczy na powierzchni chondrocytu $\varepsilon = 10^{-7}$ [m],
- wysokość warstwy wierzchniej chondrocytu $\varepsilon_0 = 10^{-8}$ [m],
- lepkość dynamiczna cieczy $\eta = 3 \cdot 10^{-3}$ [Pas],
- średnia wartość gęstości cieczy $\rho = 1000$ [kg/m³],
- wymiarowy czas charakterystyczny wzrostu chondrocytu $t_0 = 1000$ [s],
- bezwymiarowy zakres czasu wzrostu chondrocytu $0 < t_1 \leq 2500$,
- długość chondrocytu $L = 1 \cdot 10^{-5}$ [m],
- szerokość chondrocytu $D = 1 \cdot 10^{-5}$ [m],
- Q_0 bezwymiarowy współczynnik wydatku objętościowego $= 10^{-10}$.

Rozkłady bezwymiarowych prędkości wyznaczono) przy wykorzystaniu programu Matlab 7.3. Przedstawimy teraz następujące konkretne wartości wymiarowe dla charakterystycznych prędkości oraz dla charakterystycznych wartości sił tarcia:

$$U = \frac{6\eta L}{\rho \varepsilon^2} Q_\theta = \frac{6 \cdot 3 \cdot 10^{-3} \text{ Pas} \cdot 1 \cdot 10^{-5} \text{ m}}{1000 \text{ kg/m}^3 \cdot (10^{-7} \text{ m})^2} \cdot 1 \cdot 10^{-10} = 1,8 \cdot 10^{-6} \text{ m/s} = 1,8 \text{ } \mu\text{m/s} , \quad (3)$$

$$F_{R_0} = \frac{6\eta^2 L^2 D}{\rho \varepsilon^3} Q_\theta = \frac{6 \cdot (3 \cdot 10^{-3} \text{ Ns/m}^2)^2 \cdot (1 \cdot 10^{-5} \text{ m})^3}{1000 \text{ kg/m}^3 \cdot (10^{-7} \text{ m})^3} \cdot 1 \cdot 10^{-10} = 5,4 \times 10^{-12} \text{ N} = 0,0054 \text{ nN} . \quad (4)$$

Należy wyraźnie zaznaczyć, że charakterystyczna wartość siły tarcia uzyskana wzorem (4) dotyczy wyłącznie jednej hodowanej komórki (chondrocytu) znajdującej się na płycie. Tak więc jeśli w 1 cm³ można pomieścić około 5000 milionów chondrocytów to będą one znajdowały się pod działaniem siły tarcia o wartości 0,027 N.

Na rysunku 6 pokazano przestrzenne rozkłady prędkości cieczy v_{x1} w cienkiej warstwie granicznej cieczy o wysokości 10nm polewającej rozpatrywaną powierzchnię (10μm×10μm), w wypadku, gdy współczynnik intensywności wzrostu powierzchni chondrocytu s = 0,0010, oraz dla bezwymiarowych czasów: t₁ = 800; t₁ = 1600; t₁ = 2400. Aby uzyskać wymiarową prędkość należy przedstawione wartości na rysunkach 6 a,b,c,d pomnożyć przez uzyskaną wzorem (3) wartość prędkości U = 1,8 [μm/s]. Minimalny wydatek przepływu ma w bioreaktorze zazwyczaj wartość rzędu Q = 10 [μm³/s]. W Tabeli 1 przedstawione zostały kolejne bezwymiarowe wartości sił tarcia: F_{RΣ1}/F_{R0} dla różnych współczynników intensywności wzrostu powierzchni oraz dla bezwymiarowych czasów trwania hodowli: t₁ = 0; t₁ = 400; t₁ = 800; t₁ = 1200, t₁ = 1600; t₁ = 2000; t₁ = 2400. Podobnie w Tabeli 2 podano bezwymiarowe wartości ε₁ wzrastającej wartości warstwy wierzchniej chondrocytów. Aby otrzymać rzeczywiste wartości sił tarcia dla jednego mikrokontenera w poszczególnych czasach, należy podane w Tabeli 1 wartości pomnożyć przez bezwymiarową wartość F_{R0} = 0,0054 [nN] wskazaną w równaniu (4). Aby uzyskać rzeczywiste wartości czasu należy bezwymiarowe wartości czasu t₁ pomnożyć przez czynnik wymiarowy t₀ = 1000 [s].

Tab. 1. Bezwymiarowe wartości sił tarcia $F_{R\Sigma 1} = F_{R\Sigma} / F_{R_0}$ w górnej strefie warstwy granicznej cieczy odżywczej
 Tab. 1. Dimensionless value of friction force $F_{R\Sigma 1} = F_{R\Sigma} / F_{R_0}$ on the upper layer of the boundary nutrient liquid

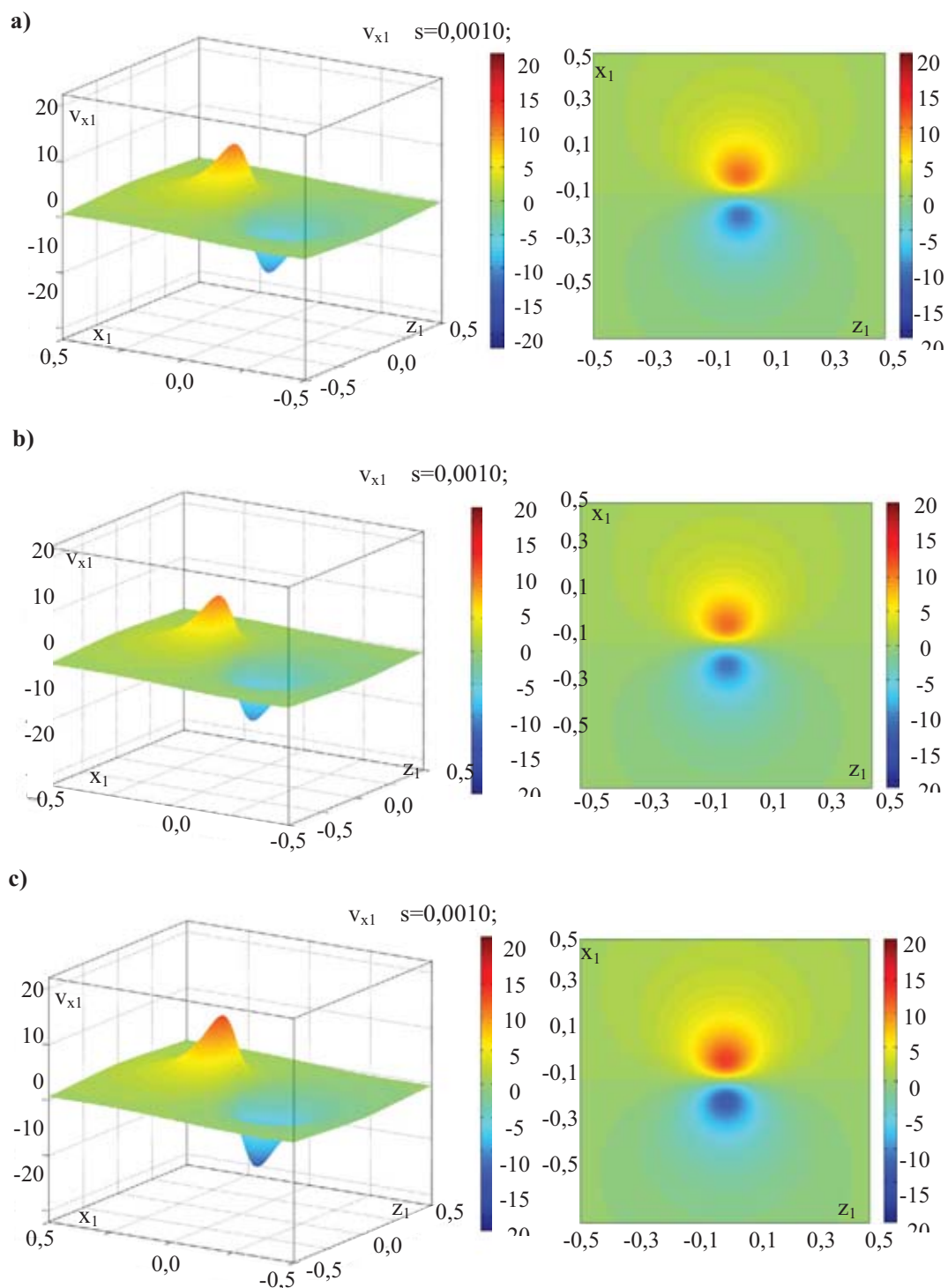
| F _{RΣ1} | t ₁ =0 | t ₁ =400 | t ₁ =800 | t ₁ =1200 | t ₁ =1600 | t ₁ =2000 | t ₁ =2400 |
|------------------|-------------------|---------------------|---------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| s=0,0010 | 4,3580 | 4,4804 | 4,6523 | 4,8896 | 5,2106 | 5,6367 | 6,1917 |
| s=0,0015 | 4,4824 | 4,7649 | 5,2157 | 5,9041 | 6,9143 | 8,3520 | 10,3552 |
| s=0,0020 | 4,6007 | 5,1155 | 6,0294 | 7,5427 | 9,9294 | 13,5885 | 19,1175 |

×(F_{R0}=0,0054nN)

Tab. 2. Bezwymiarowe wartości wzrastającej wysokości ε₁ warstwy wierzchniej komórki (chondrocytu)
 Tab. 2. Dimensionless height values of the superficial layer on the chondrocytes

| ε ₁ =ε/ε ₀ | t ₁ =0 | t ₁ =400 | t ₁ =800 | t ₁ =1200 | t ₁ =1600 | t ₁ =2000 | t ₁ =2400 |
|----------------------------------|-------------------|---------------------|---------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| s=0,0010 | 1 | 1,4918 | 2,2255 | 3,3201 | 4,9530 | 7,3891 | 11,0232 |
| s=0,0015 | 1 | 1,8221 | 3,3201 | 6,0496 | 11,0232 | 20,0855 | 36,5982 |
| s=0,0020 | 1 | 2,2255 | 4,9530 | 11,0232 | 24,5325 | 54,5982 | 121,5104 |

×(ε₀ = 0,01μm = 10⁻⁸ m)



Rys. 6. Składowa prędkości $v_{x1} = v_x/U$ cieczy w warstwie granicznej na poziomie bezwymiarowej wysokości $y_1 = 0,90$ tej warstwy dla współczynnika intensywności wzrostu $s = 0,0010$ w bezwymiarowych czasach:

a) $t_1 = 800$; b) $t_1 = 1600$; c) $t_1 = 2400$

Fig. 6. Distribution of the liquid velocity component $v_{x1} = v_x/U$ in the dimensionless height of the boundary layer for the growth intensity coefficient $s = 0,0010$ during the following dimensionless times:

a) $t_1 = 800$; b) $t_1 = 1600$; c) $t_1 = 2400$

Aby otrzymać rzeczywiste wartości wysokości wzrastającej warstwy wierzchniej chondrocytów, należy bezwymiarowe wartości ε_1 wskazane w Tabeli 2, pomnożyć przez charakterystyczny czynnik wymiarowy warstwy wierzchniej chondrocytu $\varepsilon_0 = 0,01$ [μm].

Dla następujących rzeczywistych wartości czasów trwania hodowli: $t = 0$ [s], 400 000 [s], 800 000 [s], 1 200 000 [s], 1 600 000 [s], 2 000 000 [s], 2 400 000 [s] uzyskujemy dla jednego

chondrocytu maksymalną wartość siły tarcia równą $0,0054 \text{ [nN]} \times 19,1175 = 0,103 \text{ [nN]}$. Jest zatem widoczne, że w skali manometrycznej zmiany wartości sił tarcia w czasie wywołane wzrostem chondrocytów zmieniają się znacznie.

4. Wnioski

Opływ smarujący deformujących się komórek (chondrocytów) chrząstki stawowej w bioreaktorach i samo regenerujących się tkankach wykazuje cechy podobieństwa fizycznego i geometrycznego z smarowaniem współpracujących powierzchni na zasadzie łożysk ślizgowych w mikro-robotach i mikro-turbinach. Wykształcone na drodze ewolucji doskonałe parametry hydrodynamiczne dla smarowania chondrocytów są wzorem dla konstruowania powierzchni ślizgowych w mikro robotach i mikro turbinkach. Obliczenia w obszarach mikro i nano skali będą przeprowadzać autorzy przeprowadzać metodami CFD, sieci neuronowych oraz metodami dynamiki molekularnej.

Acknowledgement

The present research is financially supported within the frame of the TOK-FP6, MTKD-CT-2004-517226.

Literatura

- [1] Ahn, H. S., Chizhik, S. A., Dubravin, A. M., Kazachenko, V. P., Popov, V. V., *Application of phase contrast imaging atomic force microscopy to tribofilms on DLC coatings*, International Journal of Wear, 249, pp.617-625, Oxford, 2001.
- [2] Beavers, G. S., Sparrow, E. M., Magnuson, R. A., *Experiments on Coupled Parallel Flows in a Channel and Bounding Porous Medium*, Journal of Basic Engineering, pp.843-848, Detroit, 1970.
- [3] Cieszko, M., Kubik, J., *Derivation of Matching Conditions at the Contact Surface Between Fluid-Saturated Porous Solid and Bulk Fluid*, Transport in Porous Media, 34, pp.319-336, 1999.
- [4] Chizhik, S. A., Huang, Z., Gorbunov, V. V., Myshkin, N. K., Tsukruk, V. V., *Micromechanical properties of elastic polymeric materials as probed by scanning force microscopy*, 14, pp.2606-2609, Langmuir 1998.
- [5] Chizhik, S. A., Ahn, H. S., Suslov, A. A., *Tuning fork energy dissipation nanotribometry as option of AFM*, Proceeding International Workshop "Scanning Probe Microscopy", pp.119-121, Nizhny Novgorod, 2004.
- [6] Dowson, D., *Bio-Tribology of Natural and Replacement Synovial Joints*, in, Van Mow C., Ratcliffe A., Woo S.L-Y., *Biomechanics of Diarthrodial Joint*, Springer-Verlag, Vol.2, Chap.29, pp.305-345, New York, Berlin, Londyn, Paris, Tokyo, Hong Kong, 1990.
- [7] Wierzcholski, K., *Synovial flow parameters in human joint gap*, Tribologia, Nr.6, (162), pp.982-996, Warszawa, 1998.