

FLOW ON THE BIO-CELL SURFACES AS AN ELEMENT OF MICROBEARING TRIBOLOGY

Krzysztof Wierzcholski, A. Miszczak

Gdynia Maritime University
Morska 83, 81-225 Gdynia, Poland
tel.: +48 058 6901348, 3476126, fax: +48 058 6901399
e-mail:wierzch@am.gdynia.pl, miszczak@am.gdynia.pl

Abstract

In this paper author presents the comparisons between lubricating flows in the thin layer liquids occurring in micro-bearings for a journal diameter not greater than 1 mm and with the velocity distributions existing in liquid micro-layers flowing around the cartilage cells in bioreactors.

The exactly testing of mechanisms of liquid velocity distributions inside super thin layers laying on the cartilage cell surfaces during the cultivation in bioreactors enables to perform the optimization of lubrication process in intelligent micro-bearings, where cooperating surfaces could be change geometry and adapt to the external conditions during the exploitation. Fluid flows presented in thin layer about 10 nanometers height are localized in this paper on the surfaces about $20\mu\text{m}\times 20\mu\text{m}$.

Experiences gained during the numerical determination of velocity values in the level of some micrometers per second in bioreactors confirmed with the experimental measurement data obtained by means of Atomic Forces Microscope (AFM) enable to need the presented theory for determination of the friction forces and friction coefficient occurring in slide bearing and in an intelligent microturbine, where cooperating surfaces similarly as chondrocytes will be change your geometry and shape.

Keywords: liquid velocity, chondrocytes, super thin layer, micro-bearings

PRZEPIY W NA POWIERZCHNI CHONDROCYTU ELEMENTEM TRIBOLOGII MIKROŁOŻYSK

Streszczenie

W niniejszej pracy autor dokonuje porównania pomiędzy przepływami cieczy w cienkich warstwach smarującej mikro-łożyska o średnicach czopa nie przekraczających 1mm a rozkładami prędkości w mikro-warstewkach cieczy opływającej komórki chrząstki stawowej w bioreaktorach.

Dokładne przebadanie mechanizmu rozkładu prędkości cieczy w super cienkich warstewkach zalegających na powierzchniach komórek chrząstki stawowej podczas hodowli w bioreaktorze pozwoli optymalizować proces smarowania inteligentnych mikro łożysk, w których współpracujące powierzchnie mogą w trakcie eksploatacji zmieniać swoje geometrie i dostosowywać się do warunków zewnętrznych.

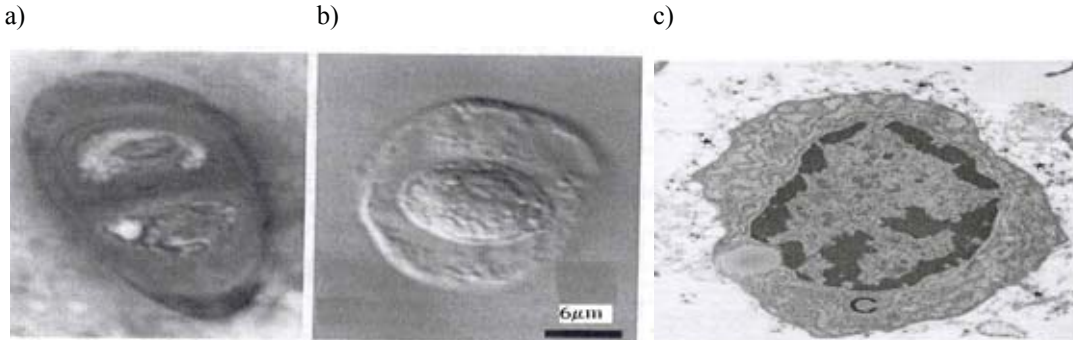
Rozpatrywane w pracy przepływy cieczy lokalizowane na powierzchniach o wymiarach $20\mu\text{m}\times 20\mu\text{m}$ realizują się w warstwach cieczy osiagających często grubość poniżej 10 nanometrów.

Zdobyte doświadczenia w trakcie wyznaczania numerycznego prędkości cieczy rzędu wartości kilku mikrometrów na sekundę w bioreaktorach potwierdzone wynikami doświadczalnymi uzyskanymi przy wykorzystaniu Mikroskopu Sił Atomowych umożliwią zdaniem autora wyznaczenie właściwych sił tarcia oraz wykorzystanie przedstawionej teorii przy wyznaczaniu współczynników tarcia w inteligentnych mikro-łożyskach, gdzie współpracujące powierzchnie podobnie jak chondrocyty będą zmieniać geometrię, osiagając odkształcenia postaciowe.

Słowa kluczowe: prędkości cieczy, chondrocyt, filmy cieczowe, mikro-łożyska

1. Wstępne informacje

Rysunek 1 pokazuje chondrocyt o wymiarach 20 [μm]×20 [μm] w chondrionie znajdującym się w chrząstce stawowej człowieka.



Rys. 1. Dwa obrazy chondrionu i trzeci obraz chondrocytu wykonane elektronicznym mikroskopem: a) przekrój chrząstki człowieka wskazujący obecność proteoglikanów, b) kontrastowe zdjęcie wskazujące oddzielenie chondrionu od chrząstki, c) chondrocyt C po 4 dniowej hodowli

Fig. 1. Two pictures of chondron and the third of chondrocytes performed in electronic microscope: a) section of the human cartilage which indicates the proteoglycans, b) photo indicates separation between chondron and cartilage, c) chondrocytes C after four days of cultivation

Mechanizm opływu odkształcalnych lub rosnących powierzchni chondrocytu cieczami osmotycznymi o właściwościach nie newtonowskich [1], [2], [3], [4] ma szereg istotnych analogii z opływami smarującymi czopa mikro-łożyskowego o średnicy często mniejszej od 1mm. Jedną z podstawowych wspólnych cech super cienkiej warstewki cieczy w obu przypadkach jest istotny wpływ właściwości fizykochemicznych ciała opływanego na lepkość cieczy znajdującej się w cienkiej warstewce.

2. Rozkłady prędkości i siły tarcia

Szkic układu współrzędnych przedstawiono na powierzchni komórki przedstawiony został na Rys.2. Związki pomiędzy wymiarowymi i bezwymiarowymi współrzędnymi określimy zależnościami: $x \equiv Lx_1$, $y \equiv \varepsilon y_1$, $z \equiv Dz_1$, $t \equiv t_1 t_0$, $\kappa_1 \equiv D/L$, gdzie $\psi_1 \equiv \varepsilon/L$, $\psi \equiv \varepsilon/D$, $a \equiv La_1$, $b \equiv Lb_1$, $c \equiv Dc_1$, $d \equiv Dd_1$, $y_{h1} = y_h/L$ przy czym symbol y_h określa regulacje dolnej granicy przepływu potencjalnego, ε – grubość warstwy lepkiej cieczy między powierzchnią chondrocytu a przepływem potencjalnego. Symbol F jest powierzchnią komórki wyrażoną w [m²], natomiast $L = b - a$ jest długością komórki, $D = d - c$ jest szerokością komórki przy czym $0 \leq y_h < \varepsilon \ll L$. Dostarczony wydatek cieczy z zewnątrz oznaczmy symbolem $Q^{(0)}$.

Rozkłady prędkości cieczy w super-cienkich warstewkach o wysokości poniżej 100 nanometrów na powierzchni komórki o wymiarach 20μm×20μm lub na współpracujących powierzchniach mikro-łożysk wyznaczono z równań zachowania pędu i ciągłości przepływu przy eksperymentalnie uzasadnionych warunkach brzegowych.

Składowe wektora prędkości w cienkiej warstwie przyjmują następującą postać:

$$v_x(x_1, y_1, z_1, t_1) = Uv_{x1} = -\frac{Q^{(0)}}{L^2} \left\{ 1,50 \times Q_0 \times S_{\eta k} \times X_1(x_1, z_1) \times (y_1^2 - y_1) + X_2(x_1, z_1) \times y_1 \right\}, \quad (1)$$

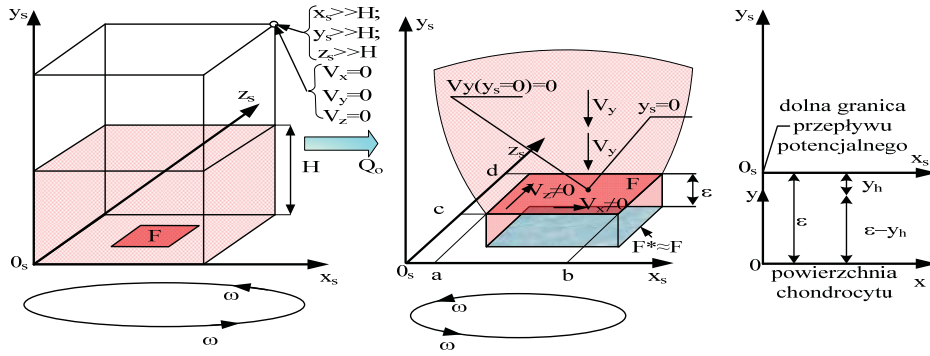
$$v_z(x_1, y_1, z_1, t_1) = Uv_{z1} = -\frac{Q^{(0)}}{L^2} \left\{ 1,50 \times Q_0 \times S_{\eta k} \times X_3(x_1, z_1) \times (y_1^2 - y_1) + X_4(x_1, z_1) \times y_1 \right\}, \quad (2)$$

gdzie:

$$X_1(x_1, z_1) \equiv 2x_1 Y_1^3 - 3y_{hl}^2 x_1 Y_1^4, \quad X_2(x_1, z_1) \equiv x_1 Y_1^{1,5}, \quad X_3 \equiv 2\kappa_1 z_1 Y_1^3 - 3y_{hl}^2 \kappa_1 z_1 Y_1^4, \quad (3)$$

$$X_4(x_1, z_1) \equiv \kappa_1 z_1 Y_1^{1,5}, \quad X_5(x_1, z_1) \equiv 8Y_1^3 - 6Y_1^5 (y_{hl}^4 - 5x_1^2 y_{hl}^2 - 5\kappa_1^2 z_1^2 y_{hl}^2), \quad X_5(x_1, z_1) \equiv Y_1^{1,5} - 3Y_1^{2,5} y_{hl}^2, \quad (4)$$

$$Y_1 \equiv [x_1^2 + y_{hl}^2 + (\kappa_1 z_1)^2]^{-1}. \quad (5)$$



Rys. 2. Ilustracja warunków brzegowych przepływu potencjalnego wokół komórki, wywołanego polewaniem cieczy biologicznej, F - zewnętrzna powierzchnia polewanej komórki i zarazem górnej i dolnej powierzchni warstwy granicznej cieczy F^* , ε - grubość warstwy cieczy lepkiej

Fig. 2. Illustration of boundary values of potential flow around the cell caused by the perfusion of the biological liquid, F - external surface of per-fused cell and lower and upper surface of liquid boundary layer F^* , ε - the thickness of the liquid viscous layer

Stała wartość wydatku przepływu $Q^{(0)}$ w $[m^3/s]$ oraz charakterystyczna prędkość mają następujące postaci:

$$Q^{(0)} = -\frac{3\eta L^3}{\rho \varepsilon^2} Q_0 S_{\eta k}, \quad U = \frac{6\eta L}{\rho \varepsilon^2} Q_0, \quad S_{\eta k} \equiv 1 + \sqrt{1 + 8(\text{Str}) \frac{1}{X_{5c} Q_0} \frac{\varepsilon_0}{\varepsilon} \text{se}^{\text{st}_1}}, \quad (6)$$

przy czym

$$Q_0 \equiv \Gamma_c (1 - \sigma_x^* Q_{01}), \quad \Gamma_c \equiv \frac{X_{6c}}{X_{5c}}, \quad (7)$$

$$X_{ic} \equiv \iint_{F_i} X_i(x_1, z_1) dx_1 dz_1; \quad \text{dla } i=1,2,3,4,5,6, F_i \{a_1 \leq x_1 \leq b_1, c_1 \leq z_1 \leq d_1\}. \quad (8)$$

Dla założeń przepływu cieczy w cienkiej warstwie na powierzchni hodowanego chondrocytu ograniczonej bezwymiarowymi współrzędnymi a_1, b_1, c_1, d_1 , $a_1 \leq x_{s1} \leq b_1$, $c_1 \leq y_{s1} \leq d_1$, mamy:

$$\sigma_x^* \equiv \frac{2L}{\kappa_1 \varepsilon X_{6c}} \sigma_{x1}, \quad \sigma_{x1} \equiv \iint_{a_1 c_1}^{b_1 d_1} \frac{dx_{s1} dz_{s1}}{\sqrt{(x_{s1}^2 + y_{hl}^2 + z_{s1}^2)}}. \quad (9)$$

Przyjmujemy następujące oznaczenia:

t_1 – bezwymiarowy czas, ε_1 – bezwymiarowa grubość warstwy wierzchniej chondrocytu, ε^* – wymiarowa grubość warstwy wierzchniej chondrocytu [m], ε_0 – charakterystyczna wymiarowa grubość warstwy wierzchniej chondrocytu [m], ε – wysokość warstewki granicznej

[m], s – bezwymiarowy współczynnik wzrostu, η – lepkość dynamiczna cieczy [Pas], v_x – składowa wektora prędkości cieczy w kierunku osi x [m/s], Str – liczba Strouhala, U – charakterystyczna wymiarowa prędkość [m/s].

Współczynnik wzrostu s jest wartością bezwymiarową regulującą prędkość wzrostu tkanki lub rozmnażania się chondrocytów. Wartość ta zmienia się na ogół od 0,0010 do 0,0020. Bezwymiarowy współczynnik Q_{o1} rzędu 0,01 reguluje wartość wydatku cieczy biologicznej oraz F_1 oznacza bezwymiarowy obszar hodowanego chondrocytu. Jeżeli przyjmiemy, że $L = D = 1 \cdot 10^{-5}$ [m], $\eta = 3 \cdot 10^{-3}$ [Pas], $\rho = 1000$ [kg/m³], $\varepsilon = 1 \cdot 10^{-7}$ [m] oraz $a_1 = -0,5$; $b_1 = +0,5$; $c_1 = -0,5$; $d_1 = +0,5$; $y_{h1} = 0,1$ to otrzymujemy: $X_{5c} = 156938,85766318999$, $X_{6c} = -10,77138526824$, $\sigma_{x1} = 2,9532808891236$. Tak więc dla rozpatrywanego przypadku ze wzoru (9) wyznaczamy:

$$\sigma_x^* = \frac{2\sigma_{x1}L}{\kappa_1 \varepsilon X_{6c}} = \frac{2 \cdot 2,95328089 \cdot 1 \cdot 10^{-5} m}{1 \cdot 10^{-7} m \cdot (-10,77138526824)} = -54,83567464081. \quad (10)$$

Bezwymiarowy współczynnik wydatku doprowadzonej cieczy $Q_{o1} = -0,01823632998$ daje:

$$Q_\theta = \frac{X_{6c}}{X_{5c}} (1 - \sigma_x^* Q_{o1}), \quad (11)$$

$$Q_\theta = \frac{-10,77138526824}{156938,85766318999} \times [1 - (-54,83567464081 \times -0,01823632998)] = 1 \cdot 10^{-10}. \quad (12)$$

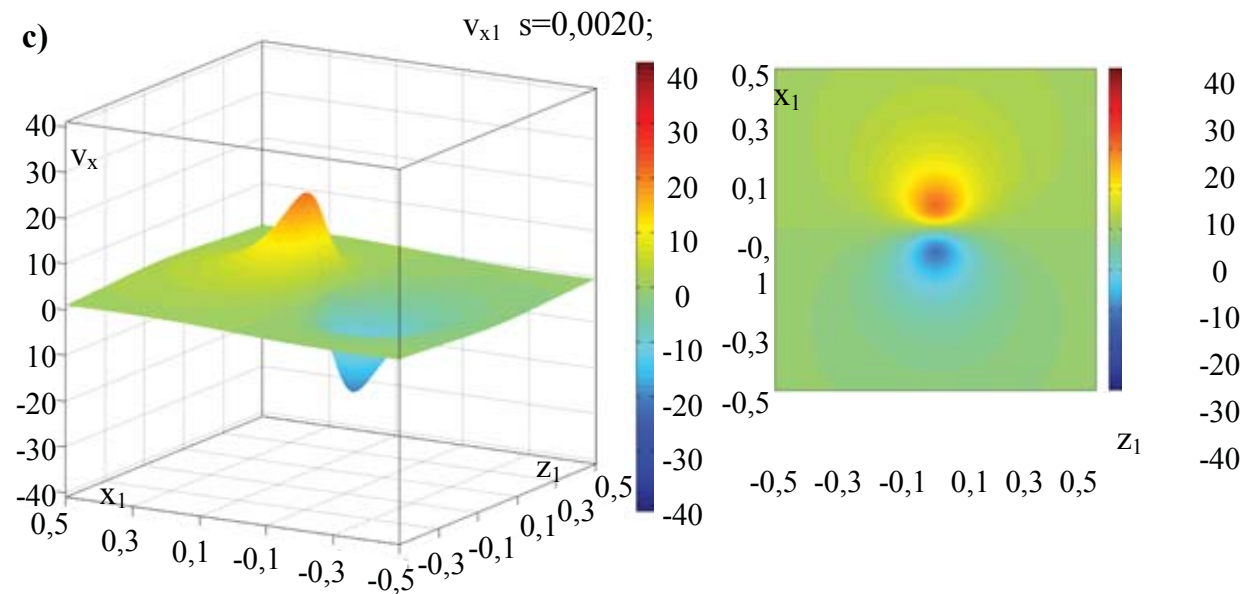
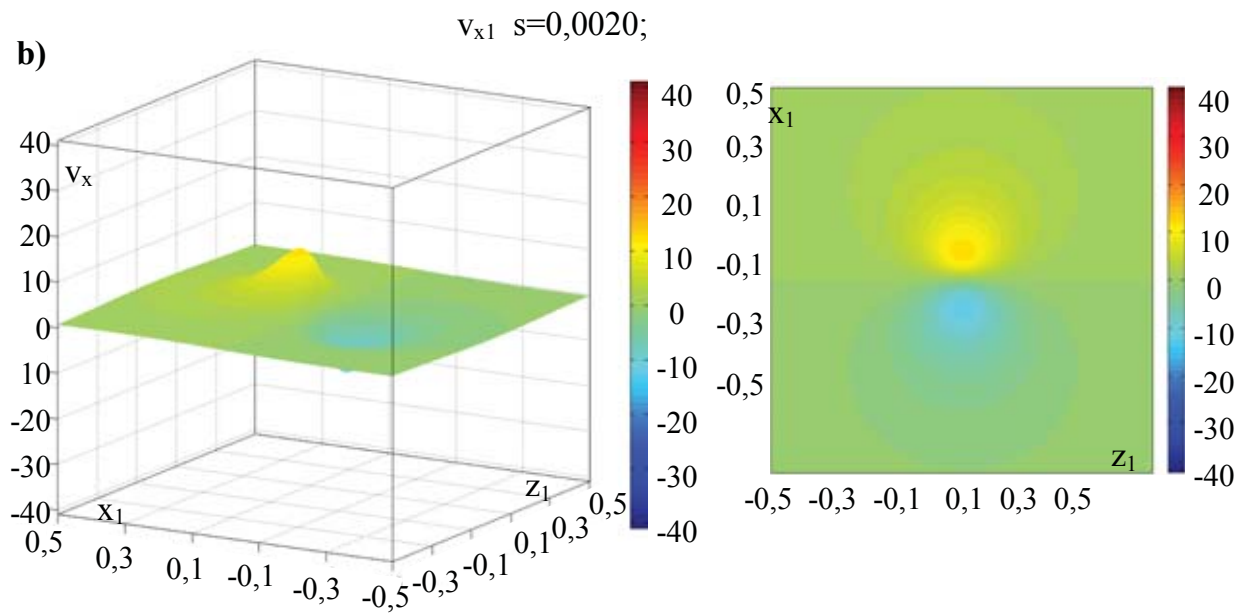
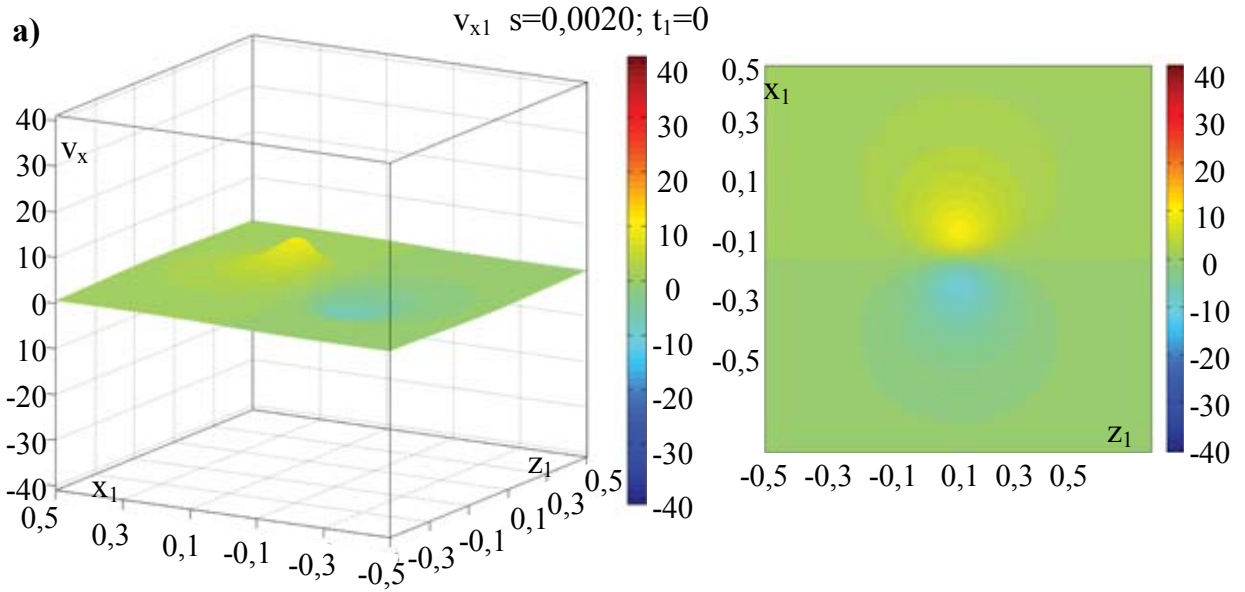
Wydatek $Q^{(o)}$ wyznaczony ze wzoru (6) jest rzędu 180 [$\mu\text{m}^3/\text{s}$] i ma postać:

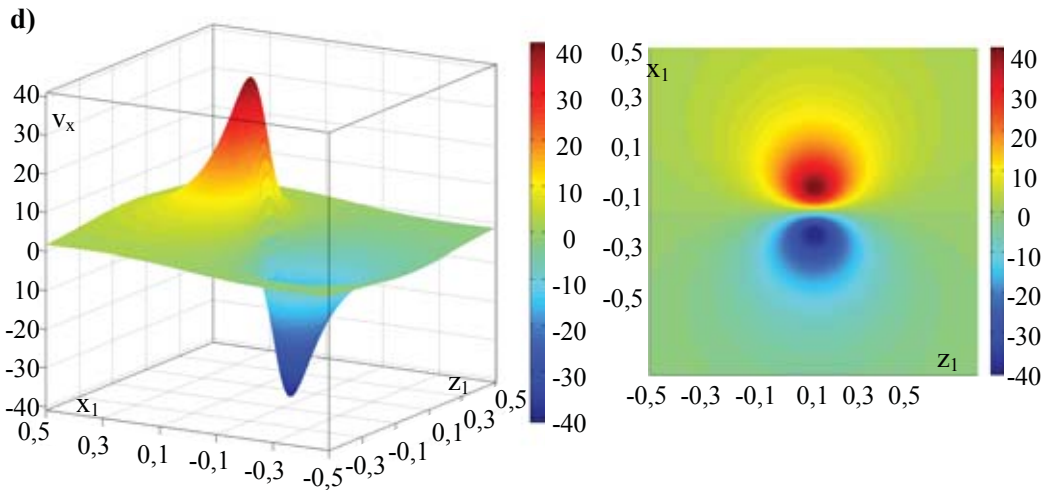
$$Q^{(o)} = -\frac{6\eta L^3}{\rho \varepsilon^2} Q_\theta = -\frac{6 \cdot 3 \cdot 10^{-3} \text{ Pas} \cdot (1 \cdot 10^{-5} \text{ m})^3}{1000 \text{ kg/m}^3 \cdot (10^{-7} \text{ m})^2} \cdot 1 \cdot 10^{-10} = -1,80 \cdot 10^{-16} \text{ m}^3/\text{s}. \quad (13)$$

3. Przykład obliczeniowy

Analiza numeryczna przeprowadzona na bazie rozwiązań analitycznych, pozwoliła przedstawić wartości rozkładu bezwymiarowych składowych v_{x1}, v_{z1} wektora prędkości w cienkich warstewkach występujących na powierzchniach chondrocytów w trakcie ich polewania w bioreaktorze. Cienka warstwa graniczna cieczy o wysokości 10nm polewa rozpatrywaną powierzchnię ($10\mu\text{m} \times 10\mu\text{m}$) dla przyjętego współczynnika intensywności wzrostu powierzchni chondrocytu $s = 0,0010$, oraz dla bezwymiarowych czasów: $t_1 = 0$; $t_1 = 800$; $t_1 = 1600$; $t_1 = 2400$. Taka analiza umożliwi poznanie rzędu wartości prędkości cieczy odżywczej opływającej chondrocyt a jednocześnie zilustruje analogiczną sytuację opływu smarującego powierzchni mikro-łożyska. Rozkłady prędkości przedstawiono na Rys.3 i Rys.4. Taka analiza pozwoli symulować rzędy wartości powstających sił tarcia oraz oszacować rząd prędkości deformacji współpracujących powierzchni mikro-łożysk. W obliczeniach przyjmujemy następujące dane:

- wysokość warstwy granicznej cieczy na powierzchni chondrocytu $\varepsilon = 10^{-7}$ [m],
- wysokość warstwy wierzchniej chondrocytu $\varepsilon_o = 10^{-8}$ [m],
- lepkość dynamiczna cieczy $\eta = 3 \cdot 10^{-3}$ [Pas],
- średnia wartość gęstości cieczy $\rho = 1000$ [kg/m³],
- wymiarowy czas charakterystyczny wzrostu chondrocytu $t_o = 1000$ [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_θ bezwymiarowy współczynnik wydatku objętościowego $= 10^{-10}$.





Rys. 3. 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 $s = 0,0020$ w bezwymiarowych czasach: a) $t_1 = 0$; b) $t_1 = 800$; c) $t_1 = 1600$; d) $t_1 = 2400$

Fig.3. Distribution of the liquid velocity component $v_{x1} = v_x/U$ in the dimensionless height of the boundary layer for the growth intensity coefficient $s = 0,0020$ during the following dimensionless times: a) $t_1 = 0$; b) $t_1 = 800$; c) $t_1 = 1600$; d) $t_1 = 2400$

Rysunki 3 i 4 pokazują przestrzenne rozkłady prędkości cieczy v_{x1} , v_{z1} . Rozkłady bezwymiarowych prędkości wyznaczono przy wykorzystaniu programu Matlab 7.3.

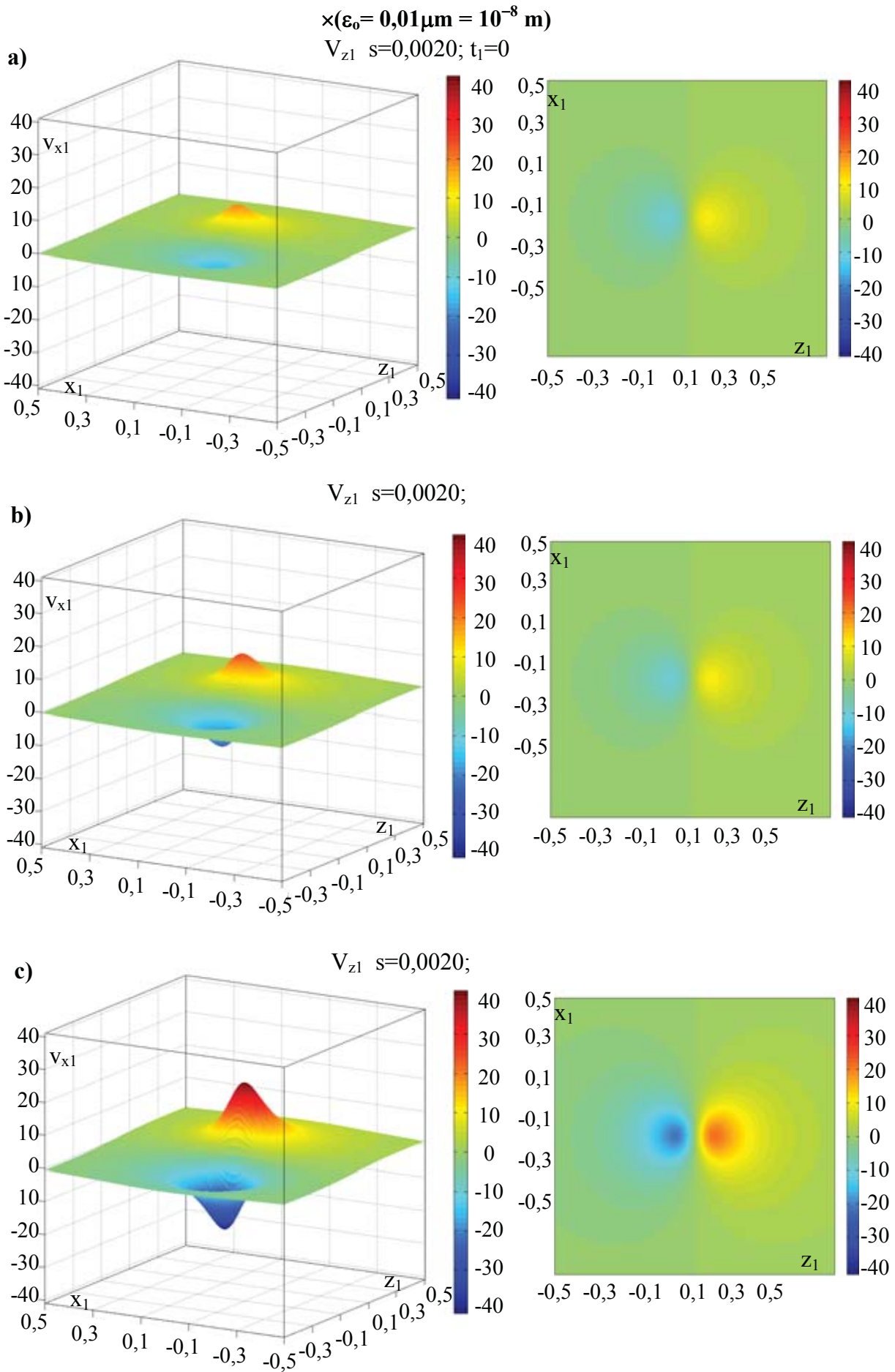
$$U = \frac{6\eta L}{\rho \varepsilon^2} Q_\theta = \frac{6 \cdot 3 \cdot 10^{-3} \text{ Pas} \cdot 1 \cdot 10^{-5} \text{ m}}{1000 \text{ kg/m}^3 \cdot (10^{-7} \text{ m})^2} \cdot 1 \cdot 10^{-10} = 1,8 \cdot 10^{-6} \text{ m/s} = 1,8 \text{ } \mu\text{m/s} \quad (14)$$

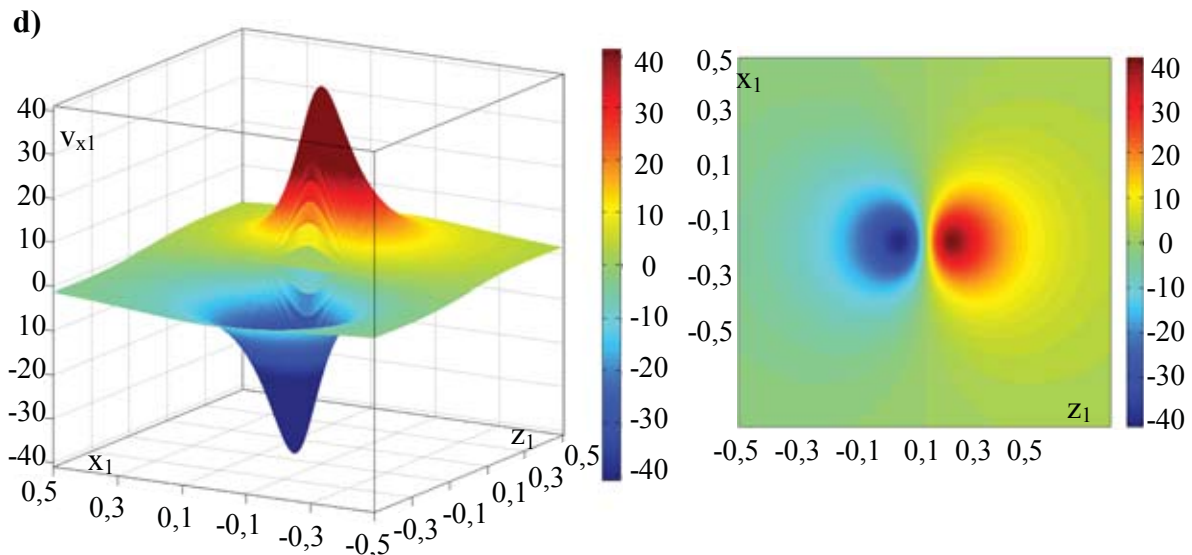
$$F_{R0} = \frac{6\eta^2 L^2 D}{\rho \varepsilon^3} Q_\theta = \frac{6 \cdot (3 \cdot 10^{-3} \text{ Ns/m}^2)^2 \cdot (1 \cdot 10^{-5} \text{ m})^3}{1000 \text{ kg/m}^3 \cdot (10^{-7} \text{ m})^3} \cdot 1 \cdot 10^{-10} = 5,4 \times 10^{-12} \text{ N} = 0,0054 \text{ nN} \quad (15)$$

Charakterystyczna wartość siły tarcia uzyskana wzorem (4) dotyczy wyłącznie jednej hodowanej komórki (chondrocytu) znajdującej się na płycie. 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 zmiany wartości sił tarcia w czasie wywołane wzrostem chondrocytów zmieniają się znacznie. Głównym przedmiotem badań w niniejszej pracy są rozkłady prędkości przedstawione na rysunkach 3 i 4 oraz deformacje powierzchni zilustrowane w Tab.1.[4]. Aby uzyskać wymiarową prędkość należy przedstawione wartości na rysunkach 3 i 4 pomnożyć przez uzyskaną wzorem (3) wartość prędkości $U = 1,8 \text{ } \mu\text{m/s}$. Minimalny wydatek przepływu ma w bioreaktorze zazwyczaj wartość rzędu $Q = 10 \text{ } \mu\text{m}^3/\text{s}$. Aby otrzymać rzeczywiste wartości wysokości wzrastającej warstwy wierzchniej chondrocytów, lub mikro-łożysk należy bezwymiarowe wartości ε_1 wskazane w Tabeli 2, pomnożyć przez charakterystyczny czynnik wymiarowy warstwy wierzchniej chondrocytu $\varepsilon_0 = 0,01 \text{ } \mu\text{m}$.

Tab. 1. Bezwymiarowe wartości wzrastającej wysokości ε_1 warstwy wierzchniej komórki (chondrocytu)
Tab. 1. Dimensionless values of the growing cell superficial layer ε_1

$\varepsilon_1 = \varepsilon / \varepsilon_0$	$t_1 = 0$	$t_1 = 400$	$t_1 = 800$	$t_1 = 1200$	$t_1 = 1600$	$t_1 = 2000$	$t_1 = 2400$
$s = 0,0010$	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





Rys. 4. Składowa prędkości $v_{z1} = v_z/U$ cieczy w warstwie granicznej na poziomie bezwymiarowej wysokości $y_1 = 0,90$ tej warstwy dla współczynnika intensywności wzrostu $s = 0,0020$ w bezwymiarowych czasach: a) $t_1 = 0$; b) $t_1 = 800$; c) $t_1 = 1600$; d) $t_1 = 2400$

Fig. 4. Distribution of the liquid velocity component $v_{z1} = v_z/U$ in the dimensionless height of the boundary layer for the growth intensity coefficient $s = 0,0020$ during the following dimensionless times: a) $t_1 = 0$; b) $t_1 = 800$; c) $t_1 = 1600$; d) $t_1 = 2400$

4. Wnioski

Rozkłady prędkości w cienkich warstwach cieczy opływających komórki (chondrocyty) przyrównane do opływu smarującego powierzchnie mikro-łożysk wskazują, że na rozkład prędkości cieczy w super-cienkich warstewkach ma istotny wpływ czas opływu oraz reakcja opływanych powierzchni na wędrówkę cząstek cieczy we warstwie oraz reakcja nanometrowych deformacji powierzchni opływanej na strumień cieczy.

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] 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.
- [3] 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, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, 1990.
- [4] Wierzcholski, K., Miszczak, A., *Optimalizacja Hodowli chondrocytów w bioreaktorze w aspekcie przepływów cieczy biologicznych w warstwie przysciennej*, Rozliczenie Grantu KBN 4T11E030-25, Gdynia, 2006.