

Angela ANDRZEJEWSKA¹, Adam MAZURKIEWICZ¹

¹Zakład Inżynierii Biomedycznej, Instytut Mechaniki i Konstrukcji Maszyn, Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy im. J. i J. Śniadeckich w Bydgoszczy

OKREŚLANIE WSPÓŁCZYNNIKA TARCIA PARY CIERNEJ: CHRZĄSTKA STAWOWA – BIOMATERIAŁ

Streszczenie: W pracy przedstawiono wyniki badań współczynnika tarcia pary ciernej chrząstka stawowa – biomateriał. Przeprowadzone badania pozwoliły wyznaczyć współczynnik tarcia tkanki chrzęstnej oraz wzorca (przeciwpróbki), wykonanego z biomateriału szklanego i biopolimeru. W badaniach zaobserwowano wpływ tarcia suchego oraz hydrodynamicznego na zmiany współczynnika tarcia różnych biomateriałów.

Słowa kluczowe: tarcie, chrząstka stawowa, smarowanie, implanty chrząstki stawowej, tribometr

1. WSTĘP

Motoryka organizmu człowieka zależy m.in. od współpracy struktur tworzących łańcuchy kinematyczne. Należy przyjąć, że obok mięśni i więzadeł, najistotniejszą funkcję w zachowaniu ruchomości organizmu, stanowią powierzchnie stawowe minimum dwóch współpracujących ze sobą kości. Powierzchnie te pokryte chrząstką stawową i otoczone torebką stawową, wraz z jamą stawową, wypełnioną mazią stawową, można określić mianem biołożysk. Funkcjonalność połączeń stawowych, a zarazem biołożysk, determinowana jest za sprawą budowy i właściwości tkanki chrzęstnej oraz cieczy synowialnej. Obecność na powierzchni stawowej mazi, prowadzi do zminimalizowania tarcia w stawach 0. W pracy [3] wykazano, że w warunkach fizjologicznej pracy stawów, występuje zjawisko płynnego tarcia toczno-ślizgowego, którego współczynnik wynosi $\mu = 0,001 \div 0,02$. Fenomen smarowania i tarcia w stawach synowialnych jest przedmiotem licznych badań doświadczalnych i symulacyjnych prowadzonych w kraju i na świecie. Dzięki szerokiemu zainteresowaniu prezentowaną tematyką, powstało wiele teorii dotyczących złożoności mechanizmu tarcia i smarowania w połączeniach stawowych.

Nieustanne dążenia do tworzenia nowych materiałów biomedycznych oraz jeszcze nowocześniejszych implantów, sprawia że poznanie mechanizmu tarcia i smarowania w stawach jest nieodzowną częścią każdego procesu doboru materiałów implantacyjnych w zakresie rekonstrukcji lub regeneracji powierzchni stawowych. Istotą każdego procesu testowania właściwości tribologicznych, jest pozyskanie i przygotowanie próbek badawczych.

Ograniczona dostępność materiału biologicznego pochodzenia ludzkiego sprawia, że w badaniach doświadczalnych zjawiska tarcia i smarowania, stosowane są materiały pochodzenia zwierzęcego lub też substancje syntetyczne.

W modelach doświadczalnych, wymagających zastosowania próbek oraz przeciwpróbek, wykorzystywane są materiały próbki, np. chrząstki wołowe, wieprzowe lub królicze. Natomiast przeciwpróbki stanowią najczęściej materiały o zróżnicowanych chropowatościach powierzchni, np. metalowe, szklane, polimerowe. Znaczne utrudnienia w wykonywaniu eksperymentów z wykorzystaniem pełnych powierzchni stawowych, spowodowała, iż w badaniach tribologicznych zastosowanie znajdują małe i płaskie próbki [9]. W tab. 1. przedstawiono przykładowe wartości współczynników tarcia wyznaczanych z wykorzystaniem modeli zwierzęcych względem zróżnicowanych materiałów przeciwpróbek.

Tabela 1. Wyznaczone współczynniki tarcia par ciernych

| Lp. | Badana powierzchnia | Współczynnik tarcia | Autor | Rok |
|-----|--|---------------------|-----------------------|------|
| 1. | Chrzątka – materiał szklany | 0,037 - 0,05 | Naka M.H. | 2006 |
| 2. | Chrzątka – materiał metalowy | 0,005 - 0,57 | Forster H., Fisher J. | 1999 |
| 3. | Chrzątka – stal nierdzewna | 0,0075 - 0,015 | Murakami K. | 1998 |
| 4. | Chrzątka królicza – chrząstka królicza Chrzątka królicza – materiał szklany | 0,005 - 0,457 | Mabuchi Y. | 1998 |
| 5. | Chrzątka – materiał szklany | 0,0014 - 0,07 | Walker P.S. | 1970 |

W badaniach tribologicznych, poza próbkami z materiału biologicznego i przeciwpróbek, istotną rolę w doświadczalnym modelowaniu mechanizmu tarcia i smarowania, stanowią substancje syntetyczne. Jako substancje syntetyczne rozumiane są przede wszystkim płyny pozwalające na odwzorowanie obecności cieczy synowialnej, zapewniającej właściwe smarowanie biologiczne. Wśród przykładów syntetycznych cieczy synowialnych znajdują się, kwas hialuronowy [3], roztwór Ringera [6], buforowany roztwór soli [2].

Celem niniejszej pracy było przeprowadzenie symulacji tribologicznych dla wieprzowej chrząstki stawowej, a tym samym wyznaczenie współczynnika tarcia suchego i hydrodynamicznego na granicy chrząstka stawowa – biomateriał oraz weryfikacja poprawności działania zaproponowanej konstrukcji stanowiska badawczego. Celem dodatkowym było określenie możliwości zastosowania polilaktydu jako materiału stosowanego w regeneracji chrząstki stawowej, a także jako materiału stanowiącego substytut tkanki chrzęstnej w symulacyjnych badaniach tribologicznych.

2. MATERIAŁ I METODY

2.1. Materiał

W badaniu wykorzystano próbki chrzęstne pobrane z mrożonych wieprzowych głów kości udowych oraz szklane i polilaktydowe przeciwpróbki (PLA Nature, XYZprinting). Z uzyskanych preparatów przygotowano próbki chrzęstne o wymiarach 18 x 13 mm, które wstępnie przechowywano w temperaturze 23 °C w buforowanym roztworze soli (BIOCORP Polska sp. z o.o.). Następnie po trzy próbki umieszczano w uchwycie (wózku) pozwalającym na uzyskanie ich zaokrąglonej powierzchni oraz właściwe przemieszczenie po powierzchni przeciwpróbki. Sposób mocowania próbek w uchwycie przedstawiono na rys. 1.



Rys. 1. Przykładowe próbki chrzęstne umieszczone w uchwycie (wózku)

2.2. Metody

Przygotowane próbki podzielono na dwie grupy badawcze. Odpowiednio przed badaniami tarcia hydrodynamicznego i suchego, próbki przechowywano przez 30 minut w buforowanym roztworze chlorku sodu (PBS), podgrzanym do temperatury 37 °C – grupa G1 lub przez 30 minut w temperaturze 37 °C (FD 53, BINDER GmbH) – grupa G2. Rys. 2. zawiera schematyczne zobrazowanie podziału materiału na grupy badawcze.

| Próbki chrzęstne | |
|--|--|
| G1 Próbki inkubowane 37°C, 30 min, PBS | G2 Próbki inkubowane 37°C, 30 min, - |
| Tarcie hydrodynamiczne | Tarcie suche |

Rys. 2. Grupy badanych próbek

Okres inkubacji poprzedzający wyznaczenie współczynnika tarcia hydrodynamicznego i suchego, miał na celu właściwe ukształtowanie próbek chrzęstnych w uchwycie, symulując tym samym krzywiznę powierzchni stawowej. Dodatkowo w badaniach tarcia hydrodynamicznego odwzorowanie cieczy synowialnej stanowił odporny na wysychanie żel wykorzystywany w badaniach ultrasonograficznych (Aqua Sound Basic).

W celu określenia współczynników tarcia, próbki poddano badaniu tribometrem własnego wykonania. Tribometr ten realizuje wzajemny ruch ślizgowy próbki chrzęstnej względem przeciwpróbki, a także pozwala na jednoczesne rejestrowanie siły tarcia występującej pomiędzy powierzchniami trącymi. Założenia konstrukcyjne stanowiska badawczego przedstawionego na rys. 3 opisano w [5].

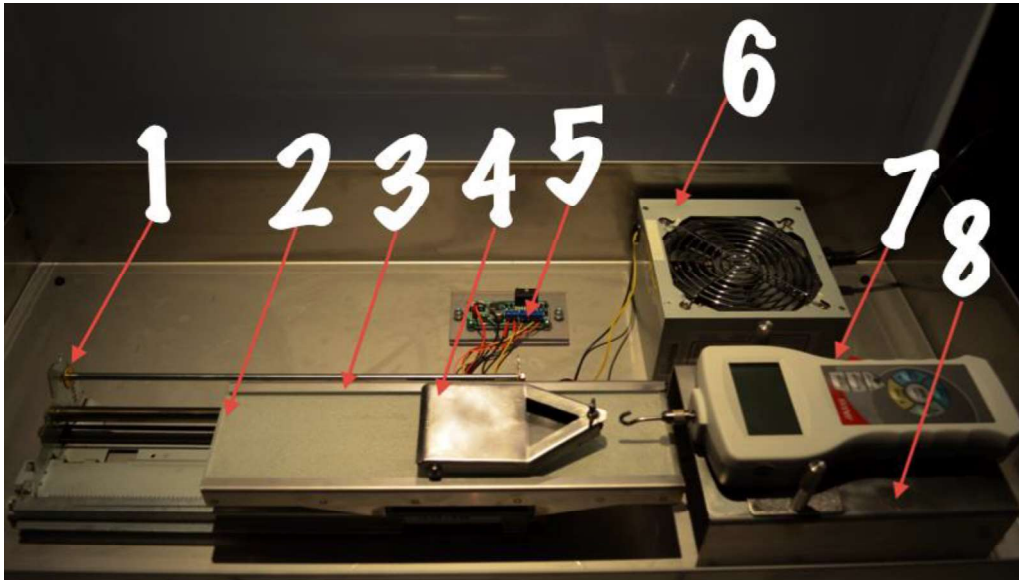
Przed badaniem próbki zamocowane w uchwycie zważono (waga analityczna RADWAG ($d=0.1\text{mg}$), celem określenia wartości siły nacisku na powierzchnię przeciwpróbki.

Badanie prowadzono ze stałą prędkością przesuwu stolika w czasie 0,025 sekund przy częstotliwości zapisu danych pomiarowych 40 Hz.

Wartość współczynnika tarcia wyznaczono z zależności (1) z wykorzystaniem programu Excel 2016:

$$\mu_{sr} = \frac{T_{sr}}{N} \quad (1)$$

gdzie: μ_{sr} – wartość średnia współczynnika tarcia, T_{sr} – średnia wartość siły tarcia uzyskana z pomiaru [N], N – wartość siły nacisku ciała na podłoże [N].



Rys. 3. Konstrukcja stanowiska badawczego: 1 – mechanizm ślizgowy, 2 – przesuwny stolik z umieszczoną przeciwpróbką, 3 – prowadnica, 4 – wózek, 5 – sterownik silnika krokowego, 6 – zasilacz, 7 – siłomierz, 8 – wspornik siłomierza [5]

3. WYNIKI

Wyznaczono wartość współczynnika tarcia pary ciernej próbka chrzęstna – biomateriał, dla dwóch rodzajów biomateriałów (przeciwpróbek). Do obliczeń współczynnika tarcia przyjęto ciężar wózka pomiarowego wraz z zamocowanymi próbkami chrzęstnymi, wynoszący 1,57 N. Wartości uzyskanych sił tarcia oraz wyznaczone wartości bezwzględne współczynnika tarcia ślizgowego w symulowanym środowisku pracy pary ciernej chrząstka stawowa – biomateriał, w warunkach tarcia suchego i hydrodynamicznego przedstawiono w tab. 2.

Tabela 2. Wartości średnie uzyskanych współczynników

| Lp. | Para ciera | Siła tarcia, N | Współczynnik tarcia |
|-----|--|----------------|---------------------|
| 1. | Chrzątka stawowa (G2) – szkło | -0,9338 | 0,5948 |
| 2. | Chrzątka stawowa (G1) – żel – szkło | -0,1025 | 0,0653 |
| 3. | Chrzątka stawowa (G2) – polilaktyd | -0,2131 | 0,1358 |
| 4. | Chrzątka stawowa (G1) – żel – polilaktyd | -0,1223 | 0,0112 |

4. WNIOSKI

Zaprezentowane wyniki potwierdzają, że współczynniki tarcia pomiędzy naturalną chrząstką stawową, a syntetycznym biomateriałem zależą ściśle od obecności środka smarnego oraz wstępnego wysuszenia badanych próbek. Weryfikacja wartości średnich uzyskanych współczynników tarcia względem dostępnych danych literaturowych wykazała, że zaproponowana konstrukcja stanowiska badawczego prowadzi do uzyskania zbliżonych parametrów tribologicznych pary ciernej chrząstka stawowa – biomateriał.

Zaproponowana metodyka badawcza, obejmująca inkubowanie próbek przed badaniami tribologicznymi, pozwala na precyzyjne określenie zmian właściwości mechanicznych pary ciernej w warunkach tarcia suchego oraz hydrodynamicznego. We wcześniej prowadzonych badaniach zauważono, że pominięcie procesu inkubacji, przed badaniami w warunkach tarcia suchego, prowadziło do uzyskania zbliżonych wartości współczynników tarcia suchego oraz hydrodynamicznego.

Zastosowanie materiału polimerowego (polilaktydu), wpłynęło istotnie na zmniejszenie współczynników tarcia suchego oraz hydrodynamicznego. Uzyskane wyniki są zbieżne z wartościami współczynników tarcia na granicy chrząstka stawowa - chrząstka stawowa, prezentowanymi w dostępnej literaturze. Na tej podstawie można wnioskować, iż niniejszy materiał może znaleźć zastosowanie zarówno jako materiał do regeneracji ubytków chrząstki stawowej, jak również jako materiał zastępczy dla materiału pochodzenia zwierzęcego w symulacyjnych badaniach tribologicznych nowych implantów stawowych.

Konieczne jest przeprowadzenie dalszych badań potwierdzających możliwość powszechnego stosowania materiału syntetycznego, jako odwzorowania naturalnej struktury chrząstki stawowej w symulacyjnych badaniach tribologicznych.

LITERATURA

- [1] Będziński R.: Biomechanika inżynierska - zagadnienia wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997.
- [2] Cynkowska M., Nikodem A.: Badanie reologiczne tkanki chrzęstnej łąkotek pochodzących od zwierząt różnych gatunków, Aktualne Problemy Biomechaniki, nr 6, 2012, s. 21-26.
- [3] Li F., Wang A., Wang C.: Analysis of friction between articular cartilage and polyvinyl alcohol hydrogel artificial cartilage, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, vol. 27, no. 87, 2016, p. 1-8.
- [4] Gierzyńska-Dolna M.: Biotribologia, Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa, 2002.
- [5] Gordon M., Mazurkiewicz A.: Design device for friction coefficient examination of articular cartilage, 31th Danubia-Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanic Proceedings, 2014, p. 90-91.
- [6] Merkhher Y., et al.: A rational human joint friction test using a human cartilage-on-cartilage arrangement, Tribology Letters, vol. 22, no. 1, 2006, p. 29-36.
- [7] Paetzold H., Ilinich E., Eisenbarth E., Morlock M.: Determination of the dynamic friction coefficient of cartilage with different biomaterials, 16th ESB Congress, Journal of Biomechanics, vol. 41, no. S1, 2008, p. S286
- [8] Popko J., Dąbrowski J.R., Badania tribologiczne chrząstki stawowej i wybranych materiałów implantacyjnych, Tribologia, nr 3, 2000, s. 323-331.
- [9] Swanson, S. A. V.: Friction, wear and lubrication. In Adult Articular Cartilage, 2nd ed., M.A.R. Freeman, Ed., Pitman Medical Publishing, 1979, p. 415-460.

DETERMINATION OF THE FRICTION COEFFICIENT OF FRICTION PAIR: CARTILAGE AND BIOMATERIAL

Abstract: This paper presents results of the friction coefficient of friction pair: cartilage and biomaterial. In this investigation was determine friction coefficient of cartilage and counterspecimen made of glass and biopolimer. Also was observed influence of dry and hydrodynamic friction to changes friction coefficient for different biomaterials.