

Czesław KOZIARSKI\*, Tomasz TRZASKACZ\*\*, Zbigniew FERENC\*\*\*

## **BADANIA WŁASNOŚCI RUCHOWYCH ZDEGENEROWANYCH STAWÓW SYNOWIALNYCH**

### **TRIBOLOGICAL PROPERTIES OF DEGENERATE SYNOVIAL JOINTS**

#### **Słowa kluczowe:**

biotribologia, tarcie toczno-ślizgowe, chrząstka stawowa

#### **Key words:**

biotribology, rolling-sliding friction, articular cartilage

#### **Streszczenie**

W ludzkim organizmie chrząstka stawowa jest jednym z tych elementów, które są najbardziej narażone na zmiany przeciążeniowo-zwyrodnieniowe. W pracy przedstawiono wyniki badań, które mają na celu określenie własności tribologicznych zdegenerowanych chrząstek stawowych człowieka, a co się z tym wiąże stopnia zużycia biologicznego węzła ciernego. Badania przeprowadzono na drodze doświadczalnej, z wykorzystaniem modeli fizycznych. W badaniach

---

\* Wydział Zarządzania i Informatyki Państwowej Wyższej Szkoły Zawodowej w Legnicy, ul. Sejmowa 5A, 59-220 Legnica.

\*\* Politechnika Wroclawska, Wydział Mechaniczny, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Zakład PKMiT, ul. I. Łukasiewicza 7/9, 50-371 Wrocław, e-mail: tomasz\_trzaskacz@whirlpool.com.

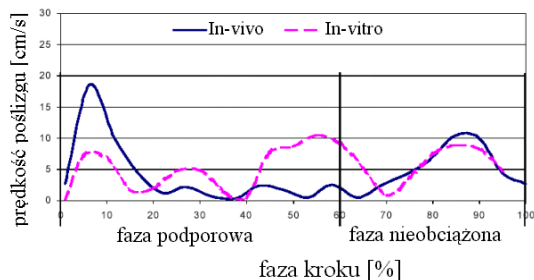
\*\*\* Politechnika Wroclawska Wydział Inżynierii Środowiska, Instytut Inżynierii Ochrony Środowiska, Zakład UŚ, Wybrzeże S. Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław, zbigniew.ferenc@pwr.wroc.pl

próbka i przeciwpróbka wykonują ruch ślizgowo-toczny, co odpowiada możliwie wiernie ruchowi wzajemnemu powierzchni ciernych w stawie. Pomiar momentu tarcia realizowano dla ruchu wahadłowego, przy zachowaniu warunków płynnego tarcia toczno-ślizgowego. Badania realizowano przy sile nacisku  $F_n = 0 \div 105$  [N] i prędkości poślizgu  $v_s = \{0, 3, 6, 9\}$  [mm/s] przy prędkości obrotowej w punkcie pomiarowym  $\omega = 0,33$  [s<sup>-1</sup>] Materiał badawczy klasyfikowano pod względem uszkodzeń powierzchni chrząstki stawowej. Pozwoliło to na porównanie kolejnych stadiów degeneracji chrząstki i odniesienie ich do zmian parametrów tribologicznych w postaci momentu tarcia i współczynnika tarcia na badanych powierzchniach.

## WPROWADZENIE

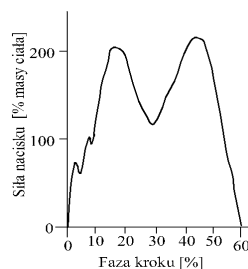
W ludzkim organizmie stawy synowialne pełnią rolę łączników umożliwiających relatywnie duży ruch łączonych kości. Takie zadania stawów wymagają przenoszenia znacznych, najczęściej zmiennych obciążeń w warunkach tarcia płynnego [L. 1]. O sprawności stawu decydują przede wszystkim chrząstki stawowe, przez co odgrywają decydującą rolę w ruchu człowieka i jednocześnie są elementami, które są najbardziej narażone na zmiany przeciążeniowo-zwyrodnieniowe. Staw synowialny w organizmie człowieka, z punktu widzenia mechaniki, tworzy węzeł cierny, który oprócz zapewnienia ruchomości połączenia ma za zadanie zmniejszenie tarcia, a co za tym idzie zużycia współpracujących powierzchni, którymi w tym przypadku są chrząstki stawowe. W normalnych warunkach, staw pracuje w warunkach tarcia płynnego i nie ulega w zasadzie zużyciu mechanicznemu, a powierzchnie stawowe oddzielone są od siebie warstwą filmu smarującego. Pod wpływem zmian chorobowych pierwotny mechanizm smarowania ulega zmianie, przez co grubość filmu smarującego ulega zmniejszeniu, a w skrajnych przypadkach zanikowi.

Zagadnienia związane z budową chrząstki stawowej i z funkcją, jaką pełni w organizmie człowieka oraz ze związanymi z nią chorobami i uszkodzeniami od lat stanowią przedmiot badań na całym świecie. Jedną z dróg, jaką idą badania stawów jest opracowywanie tribologicznych modeli stawów synowialnych. Jednak problemem jest złożoność budowy takiego węzła ciernego ze względu na różnice w anatomicznym ukształtowaniu odwzorowywanej powierzchni oraz jej anizotropowość. W przypadku modelowania stawu konieczna jest znajomość, który to staw synowialny, jakie wielkości fizyczne są charakterystyczne dla danego stawu, czyli: wartości nacisków, prędkości poślizgów czy charakter ruchu. Wartość prędkości poślizgu i nacisków są zależne od fazy zgięcia kolana czy prędkości kroku (Rys. 1, 2).



**Rys. 1. Prędkość poślizgu powierzchni stawowych na kłykcii przyśrodkowej w trakcie jednego kroku [L. 2]**

Fig. 1. Slip velocity at the articular surface femoral condyle in one step [L. 2]



**Rys. 2. Teoretyczny przebieg sił nacisku na powierzchniach panewki stawu kolanowego dla części przyśrodkowej [L. 3]**

Fig. 2. The theoretical pressure forces on the surfaces of the knee to the acetabulum parts of the medial [L. 3]

Do badań modelu stawu zbudowano stanowisko badawcze realizujące podstawowy schemat obciążeniowy i ruchowy dla stawu kolanowego [L. 4]. Jest ono kompromisem pomiędzy tribometrami a symulatorami stawów i umożliwia badanie oporów ruchu na próbkach biologicznych. Badania na tym stanowisku umożliwiają pomiary momentu tarcia przy ustalonym kierunku budowy tkanki chrzęstnej dla różnych stopni zmian zwyrodnieniowych. W trakcie badań próbka i przeciwp próbka wykonują ruch ślizgowo-toczny, co odpowiada możliwie wiernie ruchowi wzajemnemu powierzchni ciernych w stawie.

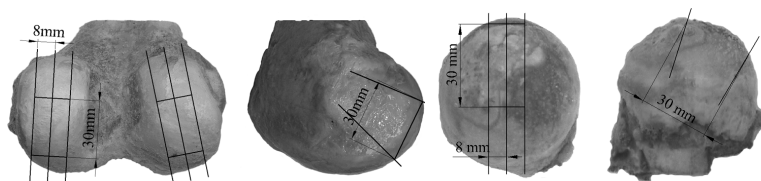
## KLASYFIKACJA MATERIAŁU BADAWCZEGO. STANOWISKO BADAWCZE

W badaniach dokonano klasyfikacji próbek przed przystąpieniem do pomiarów momentów tarcia i obliczenia współczynnika tarcia [L. 4]. Przy wyborze miejsca pobrania kierowano się zatem takimi aspektami jak: ułożenie włókien kolagenowych, grubość chrząstki, promień krzywizny (**Rys. 3**).

W wyniku przeprowadzonych doświadczeń uzyskano odciski pola styku powstającego przy obciążaniu próbek siłami  $F_n = 0 \div 105$  [N]. Wyznaczenie wielkości pola styku  $S$  pozwoliło na obliczenie średniego nacisku  $p$ , jaki wywierają na siebie współpracujące próbki. Wyniki badań pola powierzchni przedstawiono w [L. 4, 5].

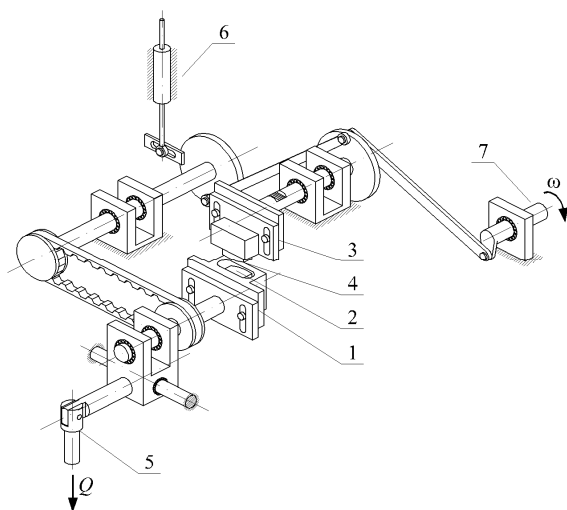
Do badań współczynnika tarcia zaprojektowano i wykonano stanowisko pomiarowe przedstawione na rysunku 4 (opisano dokładnie w [L. 4]). Stanowisko realizuje wzajemny ruch wahadłowy dwóch próbek, wymuszając pomiędzy

nimi tarcie toczne z dużymi poślizgami. Taki model tarcia przyjąć można w uproszczeniu dla pracy stawu kolanowego, w którym występują dwa dominujące ruchy: toczno-ślizgowy i rotacyjny [L. 6]. Wielkość poślizgu możemy regulować poprzez zmianę promieni obrotu próbki i przeciwpróbki, możemy również zmieniać tarcie na ślizgowe, blokując obrót przeciwpróbki.



**Rys. 3. Widok kłykci i głowy kości udowej wraz z zaznaczonym miejscem wycięcia próbek**  
Fig. 3. View of the femoral condyle along with the selected place to cut samples

W badaniach jako środek smarny zastosowano płyn Ringera, jest on rodzajem płynu elektrolitowego i jest szeroko stosowany w medycynie. W złożonym modelu współpracujące próbki zalewane są cieczą smarującą.



**Rys. 4. Widok stanowiska badawczego: 1 – uchwyt dolny, 2 – próbka dolna, 3 – uchwyt górny, 4 – próbka górna, 5 – dźwignia obciążająca, 6 – czujnik przemieszczenia, 7 – wał napędowy**

Fig. 4. View of the research stand

W poniższej **Tabeli 1** przedstawiono wartości prędkości poślizgu, a także prędkości obrotowe używane w trakcie badań. Wartości te są prawdziwe jedynie dla określonego punktu pomiarowego, ustalonego w środku wahnięcia.

**Tabela 1. Prędkości poślizgu w zależności od prędkości obrotowej  $\omega$  i promieni obrotu  $R_1, R_2$**   
Table 1. The slip velocity in the function of the speed of rotation  $\omega$  and the rays of the turn  $R_1, R_2$

$v_S$ [mm/s]	$v_1$ [mm/s]	$v_2$ [mm/s]	$R_1$ [mm]	$R_2$ [mm]	$\omega$ [obr/s]
0	11	11	35	35	0,3
3	9	12	30	40	0,3
6	8	14	25	45	0,3
9	6	15	20	50	0,3
20	25	45	25	45	1
30	20	50	20	50	1
38	25	63	20	50	1,25
50	33	83	20	50	1,7

## POMIARY

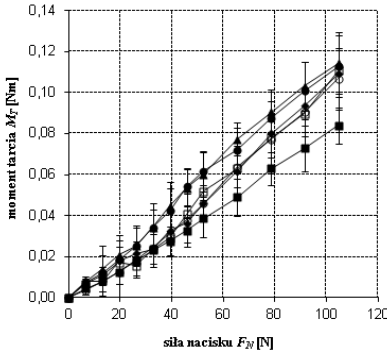
Badania realizowano dla ośmiu wartości prędkości poślizgu w punkcie pomiarowym:  $v_S = \{0, 3, 6, 9, 20, 30, 38, 50\}$  [mm/s]. Siłę nacisku  $F_N$  zadawano w zakresie od 0 do 105 N. Prędkość obrotowa w punkcie pomiarowym miała natomiast wartości:  $\omega = \{0,3; 1; 1,25; 1,6\}$  [obr./s].

W wyniku przeprowadzonych pomiarów uzyskano przebiegi zmian momentu tarcia. Wartość momentu tarcia ustalono jako średnią arytmetyczną z dziesięciu ostatnich cykli w trakcie pomiaru. Zmiany wartości momentów tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla prędkości poślizgu  $v_S$  przedstawiono na **Rys. 6, 7** natomiast zmiany wartości momentów tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości  $v_S$  poślizgu dla wybranych wartości siły nacisku  $F_N$  na **Rys. 8, 9**. Słupki błędów przedstawione na wykresach są odchyleniami standardowymi z wyników uzyskanych dla analizowanych ostatnich dziesięciu cykli ruchu.

- — prędkość poślizgu 0 [mm/s]
- ▲ — prędkość poślizgu 30 [mm/s]
- ⊖ — prędkość poślizgu 9 [mm/s]
- — prędkość poślizgu 38 [mm/s]
- ◆ — prędkość poślizgu 20 [mm/s]
- ⊞ — prędkość poślizgu 50 [mm/s]

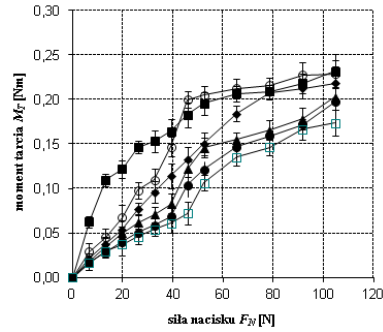
**Symbole opisu krzywych prędkości poślizgu dla Rys. 6÷13**

Symbols of the description of the curve slip velocity for fig. 6÷13



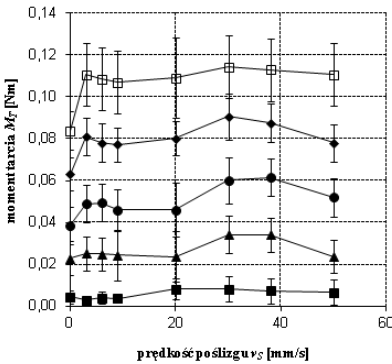
Rys. 5. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-45

Fig. 5. Friction moment  $M_T$  in the function of the pressure force  $F_N$  for the sample M-45



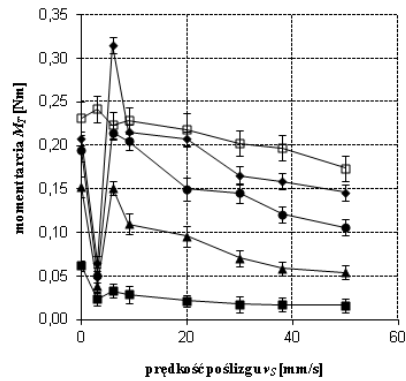
Rys. 6. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-5

Fig. 6. Friction moment  $M_T$  in the function of the pressure force  $F_N$  for the sample P-5



Rys. 7. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki M-45

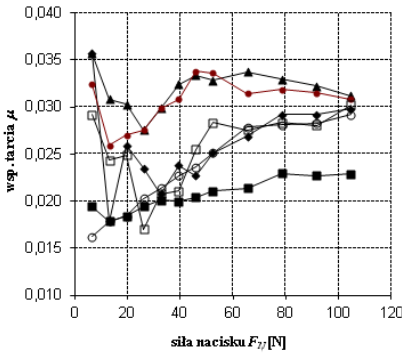
Fig. 7. Friction moment  $M_T$  in the function of the slip velocity  $v_s$  for the sample M-45



Rys. 8. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki P-5

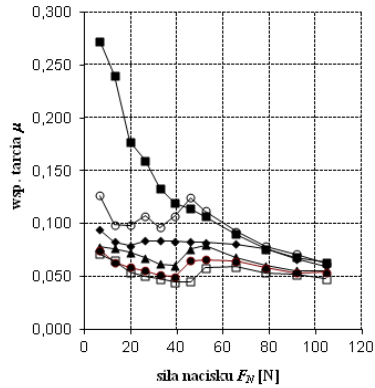
Fig. 8. Friction moment  $M_T$  in the function of the slip velocity  $v_s$  for the sample P-5

Z wyznaczonego momentu tarcia  $M_T$ , znając promień obrotu i siłę nacisku  $F_N$ , obliczono współczynniki tarcia  $\mu$  dla poszczególnych sił nacisku  $F_N$  i prędkości  $v_s$ . Wyniki obliczeń przedstawiono na Rys. 9÷12.



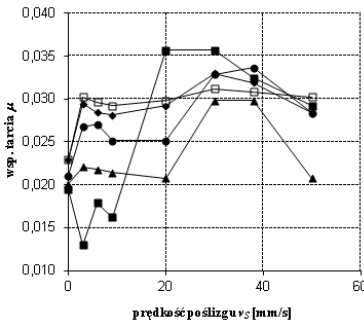
**Rys. 9. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-45**

Fig. 9. Friction ratio  $\mu$  in the function of the pressure force  $F_N$  for the sample M-45



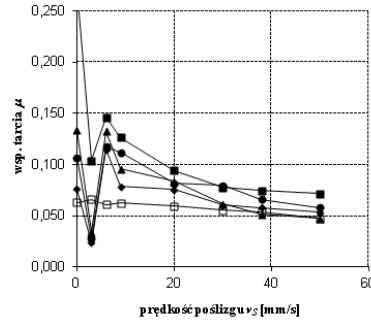
**Rys. 10. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-5**

Fig. 10. Friction ratio  $\mu$  in the function of the pressure force  $F_N$  for the sample P-5



**Rys. 11. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla M45**

Fig. 11. Friction ratio  $\mu$  in the function of the slip velocity  $v_S$  for the sample M-45



**Rys. 12. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla P-5**

Fig. 12. Friction ratio  $\mu$  in the function of the slip velocity  $v_S$  for the sample P-5

**WNIOSKI**

Wartość współczynnika tarcia ślizgowego dla próbek wzorcowych M-45 i M-52 zawierała się w granicach 0,012÷0,036, w zależności od siły nacisku i prędkości poślizgu.

Dla pary ciernej P-4, zachowanej w najlepszym stanie, uzyskano wartości współczynnika tarcia zbliżone do jego wartości dla próbek wzorcowych, lecz tylko przy większych wartościach prędkości poślizgu oraz siły nacisku.

Próbki P-2 i P-5 (próbki w najgorszym stanie) charakteryzowały się obszarami pozbawionymi chrząstki. Próbki mają również podobny charakter zmiany wartości współczynnika tarcia w zależności od siły nacisku i prędkości poślizgu.

zgu. Uzyskane wartości współczynnika tarcia są kilkakrotnie wyższe od uzyskanych dla próbek wzorcowych.

Wyniki wskazują, że współczynnik tarcia ślizgowego dla pary ciernej chrząstka–chrząstka jest wielkością zależną od siły nacisku  $F_N$ , prędkości poślizgu  $v_S$  oraz stanu powierzchni współpracującej pary ciernej. Uzyskane wartości współczynnika tarcia z pewnością nie są identyczne z wartościami występującymi w naturalnym stawie pracującym w żywym organizmie. Różnica wynika chociażby z innych warunków smarowania, pomijając fakt, iż w stawie rzeczywistym mamy do czynienia z żywą tkanką. W chorobie zwyrodnieniowej stawów zmianom ulega nie tylko chrząstka, ale również ciecz synowialna, decydująca o znakomitych własnościach tribologicznych stawów, tak więc porównując dwa stawy: zdrowy oraz patologiczny, mamy do czynienia z co najmniej dwoma zmiennymi: chrząstką oraz cieczą synowialną.

## LITERATURA

1. Będziński R.: Biomechanika inżynierska, zagadnienia wybrane. Oficyna Wydawnicza PWR, Wrocław 1997.
2. Hurwitz D., Sumner D., Andriacchi P., Sugar D.: Dynamic knee loads during gait predicts proximal tibial bone distribution. *Journal of biomechanics* Vol. 31/1998, 423–430.
3. Czorny Z., Badanie obrazowe w diagnostyce chrząstki stawowej. *Acta Clinica*, tom 1, nr 1, marzec 2001.
4. Trzaskacz T.: Wpływ zmian zwyrodnieniowych stawów synowialnych na ich właściwości tribologiczne. Rozprawa doktorska. Politechnika Wroclawska, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn, Wrocław 2006.
5. Koziarski C., Trzaskacz T., Ferenc Z.: Właściwości tribologiczne zwyrodniałych stawów synowialnych. *Tribologia*. 2010, R. 41, nr 4, s. 211–222.
6. Gierzyńska-Dolna M., *Biotribologia*. Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.

## Summary

**Joint cartilage in the human body is one of those elements that is most vulnerable to overload and degenerative changes. These changes are influenced by factors such as traffic accidents, lack of physical activities or metabolic disturbances.**

**In this paper, the results of research aimed at the determination of the degeneration rate of the cartilage of a human joint on its tribological properties are presented. This experimental research was carried out using physical models.**

**To carry out this research, a test stand modelling a fundamental scheme of loading and motion for the knee joint had been constructed. The**



measurements of the friction moment were realised for the fluctuate motion, with the proceeding of the time of rolling- sliding fluid friction. The research was realised for load force  $F_n = 0 \div 105 [N]$ . (Sliding velocity  $v_s = \{0, 3, 6, 9\} [mm/s]$ , and the speed of rotation in measuring point  $\omega = 0.33 [s^{-1}]$ )

The specimen and counter specimen used in the testing are in sliding/rolling contact, which reflects, to a maximum degree possible, the relative motion of frictional surfaces in a joint. The results of this research were used for the evaluation of the influence of degenerative changes on tribological changes in the joint cartilage.

