

INSTYTUT KONSTRUKCJI I EKSPLOATACJI MASZYN  
POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ

Raport serii PREPRINTY nr 15/2005

ROZPRAWA DOKTORSKA

**Wpływ zmian zwyrodnieniowych stawów  
synowialnych na ich właściwości  
tribologiczne.**

mgr inż. Tomasz Trzaskacz

Promotor:

dr hab. inż. Czesław Koziarski

**WROCŁAW 2005**

## Spis treści:

Spis oznaczeń.....	str. 4
Spis tabel.....	str. 5
Spis rysunków.....	str. 6
1. Wstęp.....	str. 10
2. Przegląd literatury.....	str. 10
2.1. Anatomiczna budowa stawu kolanowego.....	str. 10
2.2. Budowa i właściwości chrząstki stawowej.....	str. 13
2.3. Smarowanie w stawach synowialnych.....	str. 17
2.4. Badania zużycia i uszkodzeń mechanicznych chrząstki stawowej.....	str. 24
2.5. Badania na modelach stawów synowialnych.....	str. 28
3. Teza, cel i zakres pracy.....	str. 34
4. Przygotowanie materiału badawczego.....	str. 35
4.1. Materiał badawczy.....	str. 35
4.2. Klasyfikacja materiału badawczego.....	str. 36
4.3. Przygotowanie próbek.....	str. 36
5. Usystematyzowanie i ocena uszkodzeń chrząstki stawowej przy zmianach zwyrodnieniowych.....	str. 39
5.1. Obserwacje makroskopowe stanu powierzchni chrząstki stawowej.....	str. 39
5.1.1. Opis obserwowanych powierzchni.....	str. 39
5.1.2. Podsumowanie obserwacji makroskopowych stanu powierzchni.....	str. 43
5.2. Obserwacje mikroskopowe struktury chrząstki stawowej.....	str. 44
5.2.1. Opis obserwowanych próbek.....	str. 44
5.2.2. Podsumowanie obserwacji mikroskopowych.....	str. 50
5.3. Pomiary wielkości i kształtu pola styku.....	str. 52
5.3.1. Stanowisko i przebieg pomiaru.....	str. 52
5.3.2. Wyniki pomiarów wielkości i kształtu pola styku.....	str. 53
5.3.3. Podsumowanie pomiarów wielkości i kształtu pola styku.....	str. 62
5.4. Pomiar struktury geometrycznej powierzchni.....	str. 64
5.4.1. Stanowisko i sposoby pomiaru.....	str. 64
5.4.2. Wyniki pomiarów geometrycznych powierzchni.....	str. 65
5.4.3. Podsumowanie pomiarów geometrycznych powierzchni.....	str. 72
5.5. Uszeregowanie próbek pod względem uszkodzeń.....	str. 74
6. Stanowisko badawcze.....	str. 76
6.1. Założenia konstrukcyjne stanowiska badawczego.....	str. 76
6.2. Budowa i działanie stanowiska badawczego.....	str. 78
7. Pomiary.....	str. 82
7.1. Przebieg pomiarów.....	str. 82
7.2. Wyniki pomiarów.....	str. 84

7.3. Wnioski z pomiarów.....	str. 99
8. Wartości współczynnika tarcia i naprężenia tnącego na powierzchni styku w funkcji fazy kroku dla kolejnych stopni zdegenerowania.....	str. 101
9. Wnioski końcowe.....	str. 105
10. Podsumowanie.....	str. 108
11. Literatura.....	str. 109

## Spis oznaczeń:

- $\delta(t)$  – bezwymiarowa grubość żelu smarującego w funkcji czasu
- $\mu$  – współczynnik tarcia
- $\rho_1$  – promień krzywizny w punkcie styku próbki górnej
- $\rho_2$  – promień krzywizny w punkcie styku próbki dolnej
- $\tau$  – naprężenia styczne
- $\omega$  – prędkość obrotowa próbek
- $C$  – stężenie krytyczne kwasu hialuronowego w cieczy synowialnej
- $C_{cr}$  – bezwymiarowe stężenie kwasu hialuronowego w cieczy synowialnej
- $C_o$  – początkowe stężenie kwasu hialuronowego w cieczy synowialnej
- $F_N$  – siła nacisku
- $F_T$  – siła tarcia
- $h_f$  – końcowa grubość żelu smarującego
- $H_o$  – początkowa grubość filmu smarującego
- $K$  – współczynnik dyfuzji
- $M_T$  – moment tarcia
- $P$  – liczba Peckleta
- $R_1$  – promień obrotu w punkcie styku próbki górnej
- $R_2$  – promień obrotu w punkcie styku próbki dolnej
- $S$  – pole styku
- $Sa$  – średnie arytmetyczne odchylenie chropowatości powierzchniowej
- $Sds$  – gęstość wierzchołków nierówności powierzchni
- $Str$  – wskaźnik tekstury powierzchni
- $Svi$  – wskaźnik zatrzymania cieczy przez wgłębienia
- $V$  – prędkość zmniejszania odległości pomiędzy powierzchniami
- $v_1$  – prędkość liniowa w punkcie styku próbki górnej
- $v_2$  – prędkość liniowa w punkcie styku próbki dolnej
- $v_s$  – prędkość poślizgu



## Spis tabel:

Tabela 1. Modele i teorie smarowania w stawach synowialnych

Tabela 2. Zestawienie materiału użytego do badań

Tabela 3. Zmierzone promienie krzywizn poszczególnych par ciernych

Tabela 4. Uzyskane wielkości pola styku dla poszczególnych sił obciążających

Tabela 5. Uzyskane wartości średniego nacisku w polu styku dla poszczególnych sił obciążających

Tabela 6. Tabela zbiorcza zmierzonych parametrów SGP dla wszystkich próbek

Tabela 7. Prędkości poślizgu w zależności od prędkości obrotowej  $\omega$  i promieni obrotu  $R_1, R_2$

## Spis rysunków:

- Rys. 1. Staw kolanowy, widok od przodu.
- Rys. 2. Osie geometryczne kończyny dolnej.
- Rys. 3. Schemat układu włókien kolagenowych w chrząstce.
- Rys. 4. Schematyczne przedstawienie budowy substancji podstawowej chrząstki stawowej wg Holma.
- Rys. 5. Wpływ obciążenia stawu na metabolizm chondrocytów.
- Rys. 6. Diagram dystrybucji chondrocytów w trzech strefach chrząstki stawowej, i relacji pomiędzy kompozycją struktury, sygnałami mechanicznymi i ich aktywnością biosyntetyczną.
- Rys. 7. Mechanizmy leżące u podłoża zmian zwyrodnieniowo – zniekształcających.
- Rys. 8. Teoretyczne zmiany grubości filmu smarującego w zależności od rodzaju smarowania.
- Rys. 9. Teoretyczna zmiana grubości żelu hialuronowego.
- Rys. 10. a) Smarowanie graniczne w stawach synowialnych, b) Złożony model smarowania z występującym punktowo smarowaniem granicznym.
- Rys. 11. Schemat stanowiska Burkhardta.
- Rys. 12. Uszkodzenie chrząstki stawowej wywołane tarciem ślizgowym.
- Rys. 13. Prędkość poślizgu powierzchni stawowych na kłykciu przyśrodkowym w trakcie jednego kroku.
- Rys. 14. Prędkość poślizgu powierzchni stawowych na kłykciu bocznym w trakcie jednego kroku.
- Rys. 15. Teoretyczny przebieg sił nacisku na powierzchniach panewki stawu kolanowego dla a) części bocznej, b) części przyśrodkowej.
- Rys. 16. Symulator stawu kolanowego zbudowany przez Walkena.
- Rys. 17. Widok kłykci kości udowej wraz z zaznaczonym miejscem wycięcia próbek.
- Rys. 18. Widok głowy kości udowej wraz z zaznaczonym miejscem wycięcia próbek.
- Rys. 19. Przygotowane do badań próbki kostne.
- Rys. 20. Widok kłykcia stawu kolanowego M-45.
- Rys. 21. Widok kłykcia stawu kolanowego M-52.
- Rys. 22. Widok głowy kości udowej P-1.
- Rys. 23. Widok głowy kości udowej P-2.
- Rys. 24. Widok głowy kości udowej P-3.
- Rys. 25. Widok głowy kości udowej P-4.
- Rys. 26. Widok głowy kości udowej P-5.
- Rys. 27. Przekrój chrząstki odniesienia M-45, powiększenie 120x.
- Rys. 28. Powierzchnia chrząstki odniesienia M-45, powiększenie 120x.
- Rys. 29. Przekrój chrząstki P-1, powiększenie 120x.
- Rys. 30. Powierzchnia chrząstki P-1, powiększenie 120x.

- Rys. 31. Przekrój chrząstki P-2, powiększenie 120x.
- Rys. 32. Powierzchnia chrząstki P-2, powiększenie 120x.
- Rys. 33. Przekrój chrząstki P-3, powiększenie 120x.
- Rys. 34. Powierzchnia chrząstki P-3, powiększenie 120x.
- Rys. 35. Przekrój chrząstki P-4, powiększenie 120x.
- Rys. 36. Powierzchnia chrząstki P-4, powiększenie 120x.
- Rys. 37. Przekrój chrząstki P-5, powiększenie 120x.
- Rys. 38. Powierzchnia chrząstki P-5, powiększenie 120x.
- Rys. 39. Schemat układu obciążającego do pomiaru wielkości i kształtu pola styku.
- Rys. 40. Odciski pól styku dla siły obciążającej  $F_N = 0$  N.
- Rys. 41. Odciski pól styku dla siły obciążającej  $F_N = 26$  N.
- Rys. 42. Odciski pól styku dla siły obciążającej  $F_N = 78$  N.
- Rys. 43. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki M-45.
- Rys. 44. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki M-52.
- Rys. 45. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-1.
- Rys. 46. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-2.
- Rys. 47. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-3.
- Rys. 48. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-4.
- Rys. 49. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-5.
- Rys. 50. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki M-45.
- Rys. 51. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki M-52.
- Rys. 52. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-1.
- Rys. 53. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-2.
- Rys. 54. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-3.
- Rys. 55. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-4.
- Rys. 56. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-5.
- Rys. 57. Schemat układu do stereometrycznych pomiarów mikrostruktury powierzchni.

- Rys. 58. Obraz powierzchni próbki M-45.
- Rys. 59. Powierzchnia próbki M-52.
- Rys. 60. Powierzchnia próbki P-1.
- Rys. 61. Powierzchnia próbki P-2.
- Rys. 62. Powierzchnia próbki P-3.
- Rys. 63. Powierzchnia próbki P-4.
- Rys. 64. Powierzchnia próbki P-5.
- Rys. 65. Widok stanowiska badawczego.
- Rys. 66. Schemat stanowiska pomiarowego.
- Rys. 67. Przyjęty model stawu synowialnego.
- Rys. 68. Teoretyczny przebieg poślizgu w funkcji czasu.
- Rys. 69. Współpracujące próbki kostne wraz z chrząstką stawową.
- Rys. 70. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-45.
- Rys. 71. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-52.
- Rys. 72. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-1.
- Rys. 73. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-2.
- Rys. 74. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-3.
- Rys. 75. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-4.
- Rys. 76. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-5.
- Rys. 77. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki M-45.
- Rys. 78. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki M-52.
- Rys. 79. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-1.
- Rys. 80. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-2.
- Rys. 81. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-3.
- Rys. 82. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-4.
- Rys. 83. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-5.
- Rys. 84. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-45.
- Rys. 85. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-52.
- Rys. 86. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-1.
- Rys. 87. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-2.
- Rys. 88. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-3.
- Rys. 89. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-4.
- Rys. 90. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-5.
- Rys. 91. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki M45.
- Rys. 92. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki M52.
- Rys. 93. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-1.
- Rys. 94. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-2.
- Rys. 95. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-3.
- Rys. 96. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-4.
- Rys. 97. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-5.
- Rys. 98. Naprężenie tnące na powierzchni styku  $\tau$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla prędkości poślizgu  $v_S=20$ [mm/s].

Rys. 99. Napężenie tnące na powierzchni styku w funkcji fazy kroku.  
Rys. 100. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji fazy kroku.

## **1. Wstęp.**

W ludzkim organizmie chrząstka stawowa jest jednym z tych elementów, które są najbardziej narażone na zmiany przeciążeniowo – zwyrodnieniowe. Mają na nią wpływ takie czynniki jak: urazy komunikacyjne, siedzący tryb życia, czy zaburzenia w przemianie materii.

Zagadnienia związane z budową chrząstki i funkcją, jaką pełni w organizmie człowieka, wraz z problemami związanymi ze zmianami zwyrodnieniowymi stanowią od lat przedmiot badań na całym świecie. Aby wyjaśnić wszelkie aspekty pracy i procesów zachodzących zarówno w samej chrząstce jak i w całym stawie synowialnym konieczne są dalsze prace, których wynikiem będzie pełniejsze poznanie zjawisk występujących w chrząstce stawowej człowieka, zarówno zdrowej jak i ze zmianami zwyrodnieniowymi.

## **2. Przegląd literatury.**

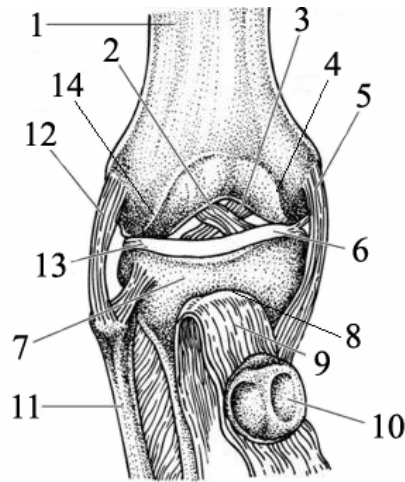
Chrząstka stawowa, zagadnienia związane z jej budową i funkcją, jaką pełni w organizmie człowieka, wraz z zagadnieniami związanymi z chorobami i uszkodzeniami od lat stanowią przedmiot badań na całym świecie. Badania te prowadzone są zarówno metodami doświadczalnymi jak i numerycznymi. Powstają coraz to nowe modele, wierniej odzwierciedlając warunki pracy tego obiektu. Analizowane są rozkłady odkształceń i naprężeń, badane są własności i właściwości tribologiczne zarówno dla warunków anatomicznych, jak i po skojarzeniu z materiałami na powierzchnie cierne endoprotez stawów synowialnych.

### **2.1. Anatomiczna budowa stawu kolanowego.**

Staw kolanowy jest największym stawem synowialnym w organizmie człowieka. Podstawową jego funkcją z punktu widzenia mechaniki, podobnie jak każdego ze stawów, jest umożliwienie ruchu łączonych kości. Staw ten, jak przedstawiono na rys.1, łączy kość udową z kością piszczelową. Druga część goleni, strzałka nie bierze udziału w jego tworzeniu. Od przodu staw osłania rzepka, która jest włączona w ścięgno mięśnia czworogłowego uda, schodzącego na rzepekę i dalej ku dołowi, jako więzadło rzepek, na guzowatość piszczeli. Torebkę stawową wzmacniają po bokach więzadła poboczne, piszczelowe i strzałkowe, które napinają się przy prostowaniu stawu kolanowego i zapobiegają zginaniu się stawu ku przodowi. Należy zwrócić uwagę, że rzepka nie hamuje tego ruchu.

Kość udowa na końcu dolnym ma dwa duże kłykcie, nieco mniejszy boczny i większy przyśrodkowy. Odpowiadają im kłykcie kości piszczelowej. Między kłykcami kości piszczelowej jest wyniosłość międzykłykciowa, zaś między kłykcami kości udowej znajduje się dół międzykłykciowy. Twory te są połą-

czone dwoma silnymi więzadłami krzyżowymi kolana, przednim i tylnym. Wewnątrz staw jest podzielony łąkotkami stawowymi.



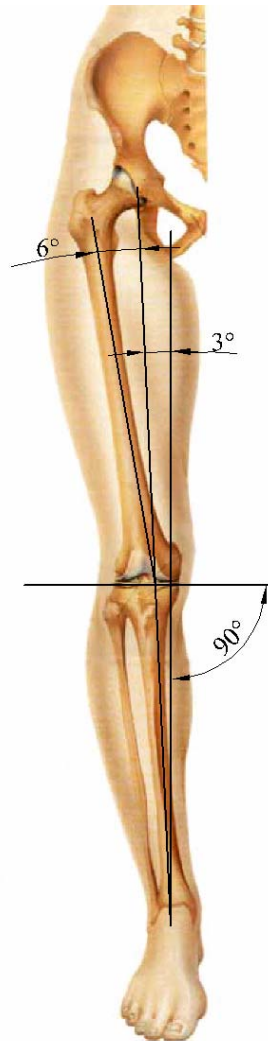
Rys. 1. Staw kolanowy, widok od przodu

1 – kość udowa, 2 – więzadło krzyżowe przednie, 3 – więzadło krzyżowe tylne, 4 – kłykiec przyśrodkowy, 5 – więzadło poboczne piszczelowe, 6 – łąkotka przyśrodkowa, 7 – kość piszczelowa, 8 – guzowatość piszczeli, 9 – więzadło rzepki, 10 – rzepka, 11 – kość strzałkowa, 12 – więzadło poboczne strzałkowe, 13 – łąkotka boczna, 14 – kłykiec boczny kości udowej

Łąkotka boczna ma kształt pierścienia, natomiast łąkotka przyśrodkowa ma kształt półksiężyca. Dzięki łąkotkom, przy zgiętym stawie kolanowym goleń może obracać się w bok lub do wewnątrz. Przy tych ruchach, łąkotki pozostają nieruchome w stosunku do uda, natomiast ruch odbywa się pomiędzy nimi a kością piszczelową. Ze względu na to, że pod wpływem ciśnienia atmosferycznego jama stawowa jest tylko szczeliną włosowatą, zagłębienia pomiędzy kośćmi muszą być wypełnione materiałem plastycznym, zdolnym do zmiany kształtów przy ruchach w stawie. Takim materiałem jest tkanka tłuszczowa, która tworzy wpuklające się do stawu fałdy skrzydłowe [60].

Podczas ruchu staw kolanowy stanowi przegub o jednym stopniu swobody. Podstawowymi ruchami jest zginanie i przeprost, natomiast przemieszczenie kości udowej i piszczelowej w płaszczyźnie czołowej w warunkach fizjologicznych jest pomijalnie małe. Podstawowymi elementami przenoszącymi obciążenia, są oba kłykiec kości udowej, wraz z powierzchniami kłykci kości piszczelowej, przyrównywanymi do panewki stawowej. Teoretycznie staw kolanowy, bez elementów stabilizujących posiadałby sześć stopni swobody. Na ich ograniczenie wpływają dodatkowe elementy stawu. Rzepka stabilizuje staw od przodu. Więzadła poboczne w stanie wyprostowanym wraz z tylną ścianką torebki stawowej zapobiegają przeprostowi. Ponadto więzadła te, łącznie z więzadłami krzyżowymi ograniczają ruch obrotowy wokół osi Mikulicza w stanie wyprostowanym. Dodatkowo, funkcją więzadeł krzyżowych jest

stabilizacja ruchów zginania i przeprostu. W płaszczyźnie czołowej natomiast stabilizację zapewniają więzadła poboczne piszczelowe i strzałkowe.



Rys. 2. Osie geometryczne kończyny dolnej.

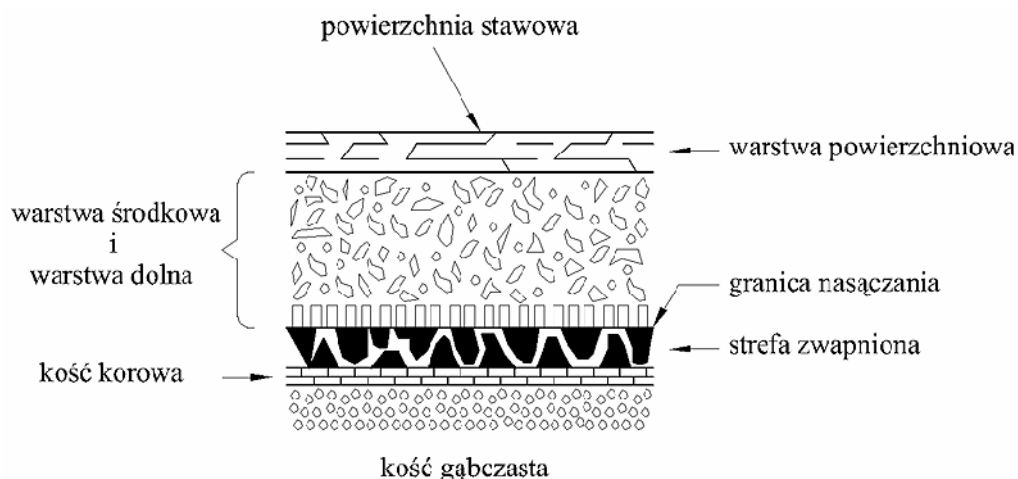
Podczas ruchu i przenoszenia obciążeń, elementami spełniającymi rolę aktywnych stabilizatorów są mięśnie i ścięgna, natomiast za tłumienie odpowiedzialne są łąkotki, posiadające dobre własności sprężyste, chrząstka stawowa i ciecz synowialna wypełniająca torebkę stawową. O ukształtowaniu geometrycznym powierzchni stawowych kolana decyduje budowa geometryczna kończyny dolnej. Jej podstawową osią jest oś mechaniczna, zwana również osią Mikulicza (rys. 2). Jest to linia łącząca środek głowy kości udowej ze środkiem stawu skokowego. W prawidłowo zbudowanym stawie linia ta jest odchylona od linii pionowej w stronę boczną a kąt tego odchylenia zależy od płci. Dla mężczyzn wynosi on około  $3^\circ$ , natomiast dla kobiet około  $5^\circ$ . W kończynie dolnej wyróżniamy również osie kości udowej i piszczelowej, przechodzą one przez geometryczne środki przekrojów obydwu kości. Oś kości udowej tworzy z osią mechaniczną kąt  $6^\circ$ , natomiast oś kości piszczelowej pokrywa się z osią Mikulicza. Wszelkie odchylenia od powyższych parametrów świadczą o nieprawidłowościach w budowie stawu kolanowego.

Wyróżniamy dwa podstawowe patologiczne ukształtowania stawu kolanowego. Ukształtowanie szpotawe, mające miejsce wówczas, gdy geometryczny środek stawu kolanowego, to znaczy punkt położony między guzkami przyśrodkowym i bocznym wyniosłości międzykłykciowej, położony jest po stronie zewnętrznej osi mechanicznej. Ukształtowanie koślawe, gdy środek stawu kolanowego mieści się po stronie wewnętrznej stawu kolanowego [6]. Pod względem tribologicznym, w stawie kolanowym tak jak we wszystkich stawach synowialnych, występuje płynne tarcie toczno – ślizgowe [18]. Smarowanie odbywa się przy udziale cieczy synowialnej, będącej cieczą nienewtonowską w bardzo znacznym stopniu zmieniającą swoje własności w trakcie pracy. Ciecz ta wraz z postępem choroby zwyrodnieniowej stawów traci swoje własności smarne a także ulega zanikowi.



## 2.2. Budowa i właściwości chrząstki stawowej.

Chrzątka stawowa jest tkanką pokrywającą powierzchnie stawowe kości w stawach synowialnych. Posiada ona anizotropową strukturę kompozytową, w której wyróżnić można dwie podstawowe frakcje: substancję międzykomórkową i komórki chrzęstne – chondrocyty [45].



Rys.3. Schemat układu włókien kolagenowych w chrząstce [68].

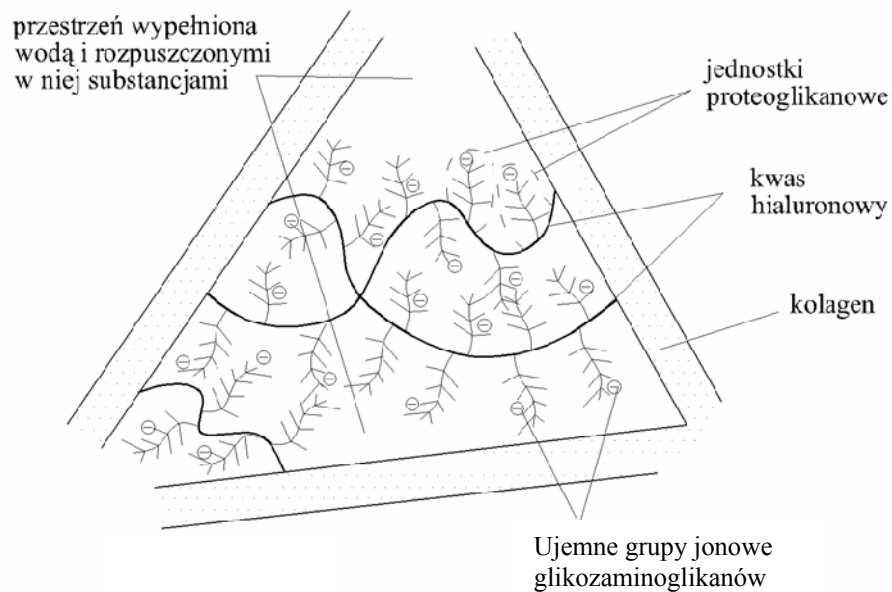
Do substancji międzykomórkowej zaliczamy: elementy włókniste tworzące osnowę oraz substancję podstawową. Elementami włóknistymi w głównej mierze są włókna kolagenowe. Tworzą one przestrzenną strukturę (rys. 3), w której wyróżnić możemy trzy warstwy:

- warstwa powierzchniowa, gdzie włókna biegną równolegle do powierzchni,
  - warstwa środkowa, gdzie włókna rozłożone są chaotycznie,
  - warstwa dolna, gdzie włókna ustawione są prostopadle do powierzchni kości.
- Pomiędzy warstwą dolną a kością istnieje strefa przejściowa nazywana chrząstką zwapnioną [70]. Budowa taka zapewnia zarówno twardość powierzchni jak i sprężystość całej struktury.

Substancja podstawowa (rys. 4) spełnia rolę wypełniacza, współtworzy strukturę nadając jej mechaniczne właściwości. Składa się ona z glikozaminoglikanów (kwas hialuronowy, chondroityno – 4 – siarczan, chondroityno – 6 – siarczan, siarczan dermatanu, siarczan keratanu, siarczan heparanu), glikoproteidów, nieorganicznych soli i wody. Ponadto jest ona środowiskiem, poprzez które odbywa się transport substancji odżywiających komórki chrzęstne [46].

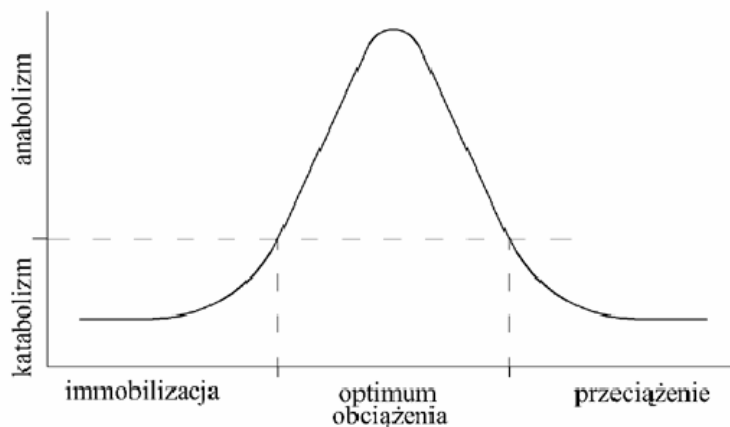
Chondrocyty mają owalny kształt i są umieszczone w osnowie z włókien kolagenowych, pomiędzy substancją podstawową chrząstki stawowej. Liczba ich w jednostce objętości została określona wartością  $14 - 15 \cdot 10^3$  [ $1/\text{mm}^3$ ] [58]. Komórki te, podobnie jak i inne w żywym organizmie są wrażliwe na bodźce

mechaniczne. Pod wpływem wielkości bodźca mechanicznego następuje ich tworzenie lub obumieranie.



Rys. 4. Schematyczne przedstawienie budowy substancji podstawowej chrząstki stawowej wg Holma [24].

Zjawisko to zostało zbadane przez Kampena i Stadta [28] i pokazane schematycznie na rys. 5. Chondrocyty zachowują się zatem zgodnie z powszechnie znanym w biomechanice prawem Wolffa. Głosi ono, że tkanki organizmów żywych zdolne są do dostosowywania się do zewnętrznych bodźców mechanicznych.

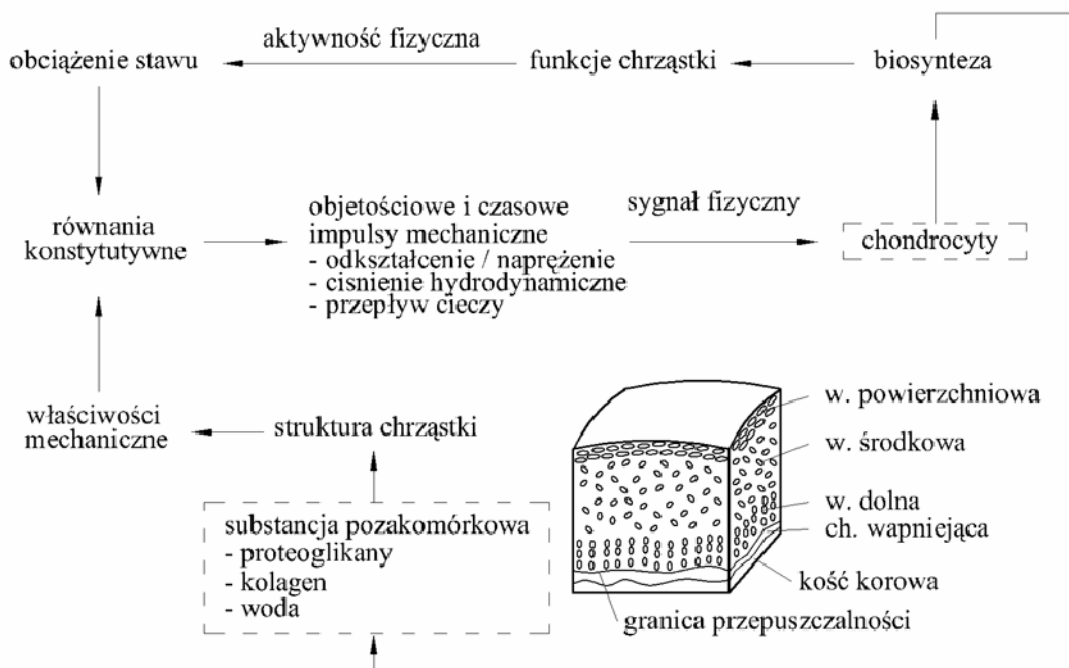


Rys.5. Wpływ obciążenia stawu na metabolizm chondrocytów [46].

Oznacza to, wzmacnianie się i ciągłą przebudowę zdrowych, prawidłowo obciążanych tkanek, obszar anabolizmu na rys. 5, oraz ich zanik w przypadku braku obciążenia, obszar katabolizmu. W myśl tego prawa szkodliwe jest zarówno niedociążanie jak i przeciążanie struktur kostnych, stawowych czy

mięśni. Niedociążanie powoduje zanik i osłabienie tych struktur, w przypadku kości często prowadzi do osteoporozy zanikowej. W przypadku przeciążenia efektem są zmiany zwyrodnieniowo – przeciążeniowe występujące w stawach, kościach i tkankach miękkich.

Chrzątka stawowa jest zatem metabolicznie aktywną tkanką, reagującą na bodźce mechaniczne poprzez zmianę ilości chondrocytów w poszczególnych strefach. W latach pięćdziesiątych ubiegłego wieku wiele miejsca poświęcono badaniom dotyczącym metabolizmu chrząstki stawowej pod wpływem takich czynników mechanicznych jak: naprężenie, odkształcenie czy zmiana ciśnienia hydrodynamicznego cieczy synowialnej [1], [19], [20], [29], [40]. Prace te doprowadziły do opublikowania przez Mowa algorytmu przebudowy chrząstki stawowej pod wpływem obciążeń zewnętrznych, przedstawionego na rys. 6.

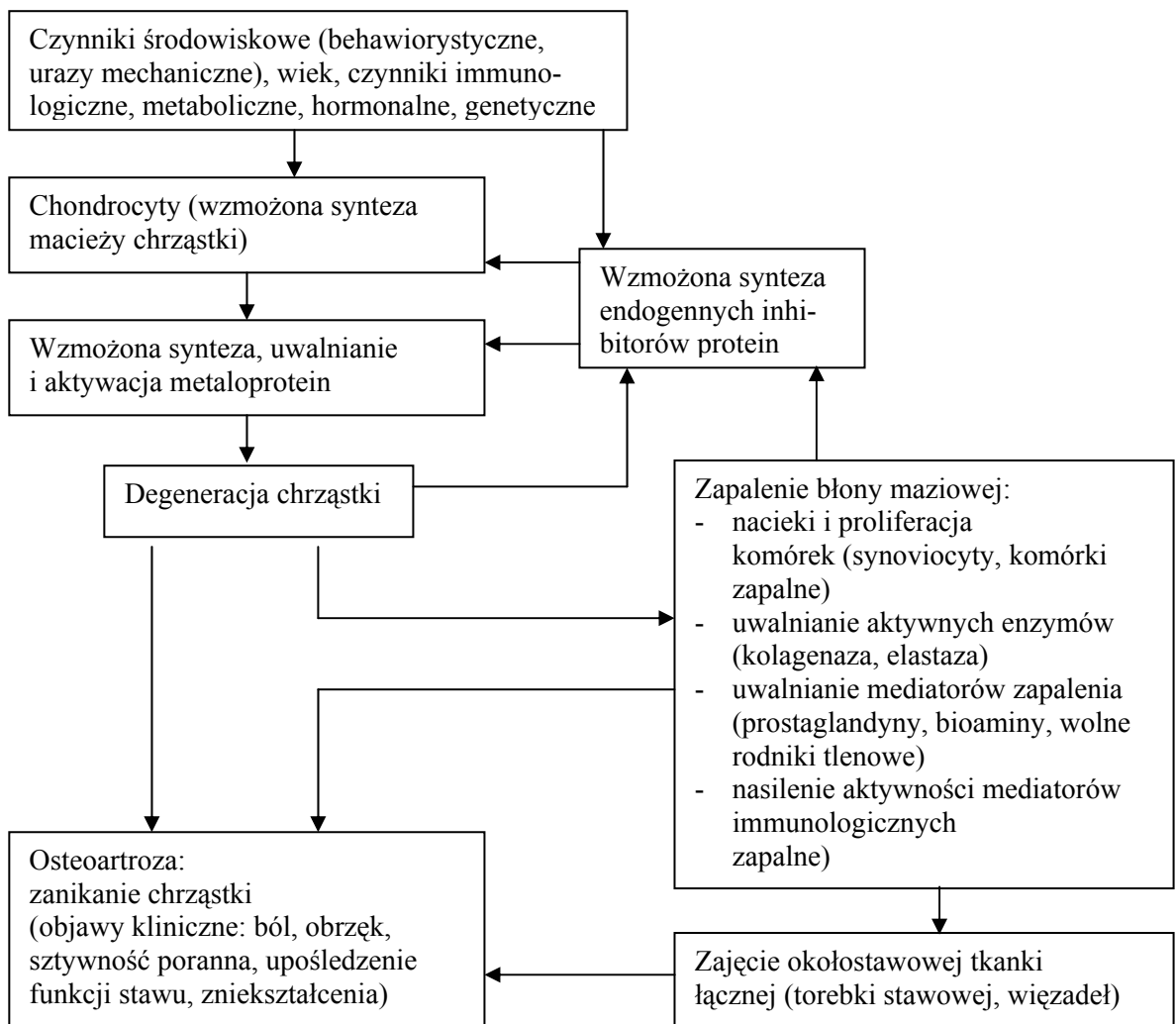


Rys. 6. Diagram dystrybucji chondrocytów w trzech strefach chrząstki stawowej, i relacji pomiędzy kompozycją struktury, sygnałami mechanicznymi i ich aktywnością biosyntetyczną [67].

Zaproponowany model nie tłumaczy wszystkich przyczyn prowadzących do powstawania zmian zwyrodnieniowych, zajmując się jedynie aspektem mechanicznym. Zmiany zwyrodnieniowe będące wytworem naturalnych procesów destrukcyjno-wytwórczych stawów, nie ograniczają się jedynie do samej chrząstki, ponieważ zmiany w tkankach miękkich generują przebudowę tkanki kostnej podchrzęstnej. Zjawisko to nosi nazwę „osteoarthritis” lub „osteoarthritis”, jeśli uwzględniamy przy tym komponent zapalny procesu zwyrodnieniowego [4]. Proces ten w polskim piśmiennictwie często nazywany jest potocznie artrozą.

Zmiany zwyrodnieniowe następują z różną częstością w różnych krajach, zależą od płci, wieku, trybu życia, sposobu odżywiania czy wykonywanej pracy. Pomoc lekarska w początkowej fazie choroby najczęściej ogranicza się do zmniejszania bólu, odczynu zapalnego i dysfunkcji stawu. W bardziej zaawansowanych stanach niezbędna jest interwencja chirurgiczna łącznie z alloplastyką, czyli usunięciem naturalnego stawu i zastąpienie go endoprotezą [46].

Zasadniczo wyróżnia się dwie grupy zmian zwyrodnieniowo-zniekształcających stawów, ze względu na przyczynę ich powstawania. Pierwszą grupę stanowią zmiany pierwotne, czyli samoistne, drugą – zmiany wtórne. Grupę pierwszą stanowią przypadki, w których dostępnymi dziś metodami diagnostycznymi niemożliwe jest stwierdzenie przyczyn choroby. Istnieje przypuszczenie, że u podstaw leżą uwarunkowania genetyczne i chorobę wywołują bliżej nieokreślone defekty, pomimo prawidłowego obciążania stawu [53]. Zmiany wtórne są natomiast wynikiem wcześniej przebytych chorób lub urazów stawów.



Rys. 7. Mechanizmy leżące u podłoża zmian zwyrodnieniowo – zniekształcających [46].

Przyczyn osteoartrozy może być zatem wiele, począwszy od niezgodności powierzchni stawowych w stanach pourazowych, poprzez wady wrodzone, uszkodzenia wynikające z przeciążania stawów, zaburzenia rozwojowe aż po przebyte stany zapalne [17]. Przebieg zmian morfologiczno-biochemicznych jest niezależny od tego czy obserwujemy zmiany pierwotne czy wtórne. Mechanizm leżący u podstaw zmian zwyrodnieniowo-zniekształcających przedstawiony został na rys. 7.

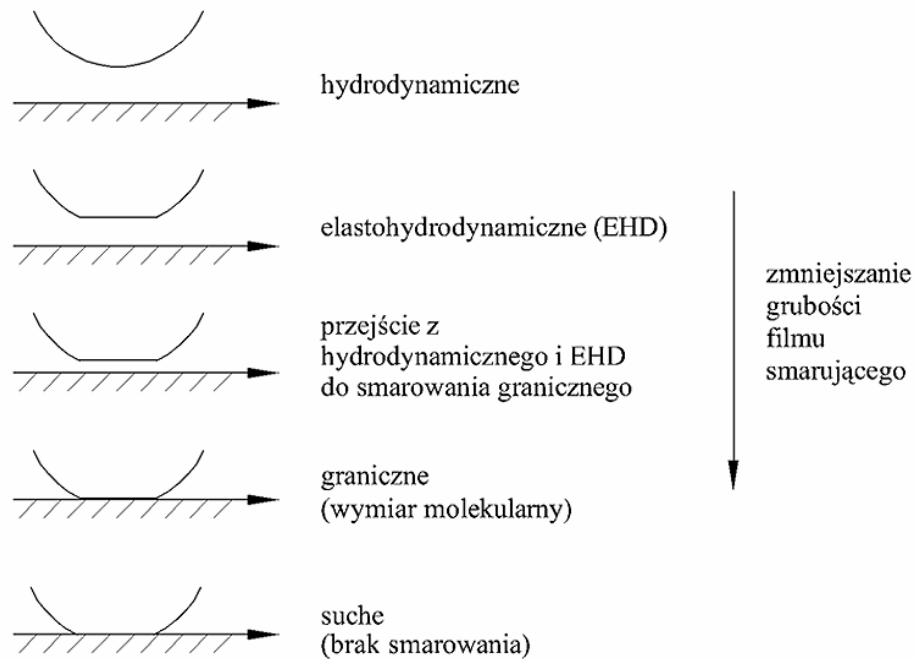
Powszechnie stosowaną skalą uszkodzeń chrząstek stawowych w trakcie badań USG lub rezonansem magnetycznym jest czterostopniowa skala Outerbridge'a [12]. Prawidłowemu obrazowi makroskopowo obserwowanej chrząstki, twardej, połyskującej o białopercowym kolorze, nie odpowiada żaden stopień według skali Outerbridge'a, jest ona, bowiem przeznaczona do określania stopnia patologii. Stopień pierwszy odpowiada chrząstce miękkiej, przebarwionej, ale o zachowanej ciągłości powierzchni. Stopień drugi to przebarwienia i płytkie owrzodzenia i ubytki. Stopień trzeci, ubytki sięgają warstwy podchrzęstnej, są głębokie i rozległe. Stopień czwarty odpowiada bardzo głębokim ubytkom wraz z odsłonięciem kości, brakowi warstwy chrzęstnej, nierównościami w warstwie podchrzęstnej. Stopnie Outerbridge'a są dla lekarza równoważnikami dla makroskopowych obrazów powierzchni chrząstki jako podstawy oceny rozległości i rodzaju patologii. Dlatego też uszeregowania dostępnego materiału badawczego odbyło się głównie w oparciu o obserwację makroskopową, pozostałe badania potraktowane zostały jako uzupełnienie wiedzy o stanie powierzchni chrząstki w poszczególnych stopniach zdegenerowania.

### **2.3. Smarowanie w stawach synowialnych.**

Wiele miejsca w badaniach poświęcono zagadnieniu smarowania w stawach synowialnych. Smarowanie w stawach, podobnie jak w innych ruchomych węzłach ma za zadanie zmniejszenie tarcia, a co za tym idzie zużycia współpracujących powierzchni, którymi w tym przypadku są chrząstki stawowe. W stawach możliwe jest występowanie wielu typów smarowania, a każdy z nich tworzy zupełnie inne warunki współpracy powierzchni ciernych. W normalnych warunkach smarowania, staw nie ulega w zasadzie zużyciu mechanicznemu a powierzchnie stawowe oddzielone są od siebie cienką warstwą filmu smarującego. Pod wpływem zmian chorobowych stawów synowialnych pierwotny mechanizm smarowania ulega zmianie, przez co grubość filmu smarującego ulega zmniejszeniu a w skrajnych przypadkach zanikowi. Zmiany grubości filmu smarującego w stawie schematycznie przedstawione zostały na rys. 8.

Zaskakująca jest mnogość teorii i modeli, którymi badacze próbowali wytłumaczyć i opisać smarowanie w stawach synowialnych (patrz tab. 1). Do dnia dzisiejszego żadna z nich nie uzyskała jednak powszechnej akceptacji,

choć największe uznanie i najwięcej zwolenników zyskały teorie łączące w sobie kilka podstawowych mechanizmów smarowania.



Rys. 8. Teoretyczne zmiany grubości filmu smarującego w zależności od rodzaju smarowania [16].

Teorią taką jest zaproponowana przez Dawsona i Unswortha, lub teorie o występowaniu smarowania elastohydrodynamicznego, proponowane przez Dawsona i Tannera. Krótkiego podsumowania istniejących obecnie teorii smarowania w stawach synowialnych dokonał M. J. Furey [16].

Do teorii, które zasługują na szczególną uwagę należy teoria McCutchen'a, który jako pierwszy zaproponował nową koncepcję – smarowanie kropłowe. Rozpatrywał on unikalne i niezwykle zdolności chrząstki stawowej do zatrzymywania w strukturze a następnie wydzielania cieczy smarującej [36], [37]. Zgodnie z tą teorią film smary pomiędzy dwoma powierzchniami chrząstki jest wytwarzany poprzez wzajemne ich dociskanie do siebie w trakcie ruchu stawu.

Odrębną teorię smarowania stanowi smarowanie wyciskany filmem, które zachodzi wówczas, gdy powierzchnie stawowe są do siebie dociskane, ale nie wykonują względem siebie ruchu ślizgowego. Ponieważ gęsta, o znacznej lepkości ciecz nie może być natychmiastowo wyciśnięta ze szczeliny pomiędzy powierzchniami stawowych, ciśnienie w cieczy narasta a film smary pozostaje nadal pomiędzy powierzchniami. Powstały w ten sposób obszar podwyższonego ciśnienia jest w stanie przenieść znaczne obciążenia.

L.p.	przykłady proponowanych mechanizmów lub modeli smarowania	Autor	Czas powstania
1.	Smarowanie hydrodynamiczne	Mac Connail	1932
2.	Smarowanie graniczne	Jones	1934
3.	Smarowanie hydrodynamiczne	Jones	1936
4.	Smarowanie graniczne	Charnley	1959
5.	Smarowanie kropłowe	McCutchen	1959
6.	Smarowanie płynne	Barnett i Cobbold	1962
7.	Smarowanie elastohydrodynamiczne	Tanner Dowson	1966 1967
8.	Smarowanie tiksotropowe/cieczą sprężystą	Dintenfass	1963
9.	Smarowanie osmotyczne (graniczne)	McCutchen	1966
10.	Smarowanie wyciskany filmem	Fein Higginson	1966 1974
11.	Smarowanie żelem	Maroudas	1967
12.	Smarowanie cienką warstwą filmu smarującego	Faber	1967
13.	Kombinacja smarowania hydrostatycznego, granicznego i elastohydrodynamicznego	Linn	1968
14.	Smarowanie „ciśnieniowe”	Walker	1968
15.	Smarowanie przy udziale lipidów	Little	1969
16.	Smarowanie kropłowe – graniczne	McCutchen i Wilkins	1969
17.	Smarowanie graniczne	Caygill i West	1969
18.	Smarowanie mucyną	Freeman	1970
19.	Smarowanie electrostatyczne	Roberts	1971
20.	Kombinacja smarowania granicznego i wyciskany filmem	Radin i Paul	1972
21.	Smarowanie mieszane	Unsworth	1974
22.	Model kompozytowy – wsiąkanie/wyciskanie cieczy smarującej	Ling	1974
23.	Kompleksowy model biomechaniczny smarowania	Mow Mansour i Mow	1974 1977
24.	Model porowatych powierzchni ciernych	Dinnar	1974
25.	Smarowanie graniczne	Reimann	1975
26.	Kombinacja smarowania wyciskany filmem, warstwą cieczy i smarowania granicznego	Unsworth i Dowson	1975
27.	Model łożyska podatnego	Rybicki	1977
28.	Smarowanie glyco-proteinami	Swann	1977
29.	Model strukturalny ze smarowaniem granicznym	Sokoloff	1979
30.	Smarowanie „płynnymi powierzchniami”	Kenyon	1980
31.	Smarowanie mikro-elastohydrodynamiczne	Dowson i Jin	1986
32.	Model czynnika smarnego	Jay	1992
33.	Smarowanie składnikami lipidowymi	LaBerge	1993
34.	Model struktury chrząstki stawowej	Lai	1993
35.	Smarowanie cieczą Bingham	Tandon	1994
36.	Kombinacja smarowania wyciskany filmem, żelem i przepływów wewnątrzstrukturalnych	Hlavacek	1995
37.	Smarowanie powierzchniowymi fosfolipidami	Schwarz i Hill	1998
38.	Model wewnątrzstrukturalnych przepływów cieczy o podwyższonym ciśnieniu	Ateshian	1998

Tabela 1. Modele i teorie smarowania w stawach synowialnych [16].

Ze względu na to, że chrząstka jest odkształcalna, wytworzony obszar podwyższonego ciśnienia w cieczy synowialnej generuje lokalne zagłębienia w chrząstce, w których ciecz może zostać zatrzymana [38]. W 1967 roku Fein [15] zauważył istotność smarowania wyciskany filmem i wyprowadził równanie opisujące grubość filmu smarującego w zależności od zmiennych parametrów. Równanie to prawdziwe było dla uproszczonego modelu stawu sprowadzonego do przypadku kuli na płaszczyźnie. Na początku lat osiemdziesiątych XX wieku Higginson i Unsworth [22] wykazali, że dla dwóch podatnych powierzchni wyciskany film smarny może się utrzymywać przez około 60 sekund. Czas utrzymywania się filmu smarnego został zdefiniowany jako teoretyczny czas potrzebny do zredukowania początkowej grubości filmu do minimalnej, utrzymującej się stale dzięki chropowatości powierzchni. Rozwijając tę teorię Dowson [14] wykazał, że podczas nagłego obciążenia kończyny bezpośrednio po nieobciążonym ruchu, spadek grubości filmu smarującego z początkowej wartości około  $2,5 \mu\text{m}$  w ciągu 0,5 sekundy wynosi jedynie  $0,06 \mu\text{m}$ .

Mow [39] wykazał, że z uwagi na to, że ciecz synowialna jest cieczą nienewtonowską, obszar cieczy o podwyższonym ciśnieniu wytwarza się na znacznie większym obszarze niż zakładano wcześniej, a rozkład ciśnienia jest bardziej równomierny bez wyraźnego maksimum. Powoduje to wydłużenie się czasu występowania filmu smarnego.

Kolejne prace Mow'a kontynuowały w bardziej kompleksowy sposób próby zbliżenia proponowanych modeli smarowania do rzeczywistości, szczególnie w obszarze związków pomiędzy cieczą synowialną a chrząstką stawową w trakcie działania obciążeń dynamicznych [34], [61]. Teorie te zostały rozwinięte w pracach Ateshian'a, który stworzył model wewnątrzstrukturalnych przepływów cieczy o podwyższonym ciśnieniu, na podstawie teorii dwufazowej struktury chrząstki stawowej [3].

Innym możliwym mechanizmem smarowania występującym w stawach jest smarowanie „ciśnieniowe”. Autorami tej teorii byli między innymi: Walker, Dawson, Unsworth [63], [66] i Maroudas [35]. Teoria ta zakłada, że podczas zbliżania do siebie powierzchni stawowych, płynne frakcje cieczy synowialnej, np. woda, wtłaczane są do chrząstki pod działaniem tworzącego się pomiędzy ściskanymi powierzchniami obszaru o podwyższonym ciśnieniu. Twórcy teorii smarowania „ciśnieniowego” nawiązują w tym miejscu do prezentowanego wcześniej smarowania wyciskany filmem. Po wtłoczeniu rzadkich, płynnych frakcji cieczy synowialnej wgłąb chrząstki, na powierzchni pozostaje warstwa kwasu hialuronowego. Zjawisko to powoduje, że wraz ze zmniejszaniem się grubości szczeliny pomiędzy powierzchniami ciernymi opór wypływu cieczy na boki staje się większy niż opór wnikania cieczy wgłąb chrząstki. Potwierdzeniem teorii może być porównanie wielkości porów w chrząstce stawowej (około 20 – 70 Angströmów) z rozmiarami cząsteczek kwasu hialuronowego (około 4000 Angströmów). Różnica ta uniemożliwia penetrację



chrząstki przez kwas, tworząc z niej membranę filtracyjną umożliwiającą przeniknięcie jedynie cząsteczek wody oraz niektórych elektrolitów.

Obserwacje przeprowadzone na mikroskopie skaningowym przez Sellera [50] wykazały obecność zagęszczonej warstwy związków proteinowo-hialuronowych w postaci żelu w filmie smarnym. Walker [64] zauważył, że takie koncentracje warstwy kwasu hialuronowego i protein mogą być zdolne do przenoszenia większych i dłużej działających obciążeń niż ciecz synowialna zawierająca te składniki w mniejszym stężeniu. Przypuszczał on, że żel hialuronowo-proteinowy może zostać zatrzymany w nierównościach chrząstki stawowej. Na powierzchni chrząstki występowałyby, zatem zagłębienia wypełnione żelem odgrywające korzystną rolę w procesie smarowania.

Lai i Mow [30] badali możliwości filtracyjne chrząstki stawowej używając jednowymiarowego konwekcyjno – dyfuzyjnego modelu transportu makromolekuł. Obliczyli oni szybkość zmian grubości warstwy żelu w pobliżu powierzchni chrząstki stawowej. Tempo zmian grubości warstwy żelu obliczone zostało w oparciu o liczbę Pecleta.

$$P=VH_0/K \quad (1)$$

gdzie:  $K$  – współczynnik dyfuzji;  $V$  – prędkość zmniejszania odległości pomiędzy powierzchniami;  $H_0$  – początkowa grubość filmu smarnego.

Ze względu na to, że koncentracja kwasu hialuronowego i dużych proteinowych molekuł nie może wzrastać w cieczy synowialnej w nieskończoność, przy pewnym krytycznym stężeniu, trójwymiarowa sieć molekuł ulegnie przeformowaniu tworząc żel.

Bezwymiarowe stężenie krytyczne kwasu hialuronowego wyraża się stosunkiem:

$$C_{cr}=C/C_0 \quad (2)$$

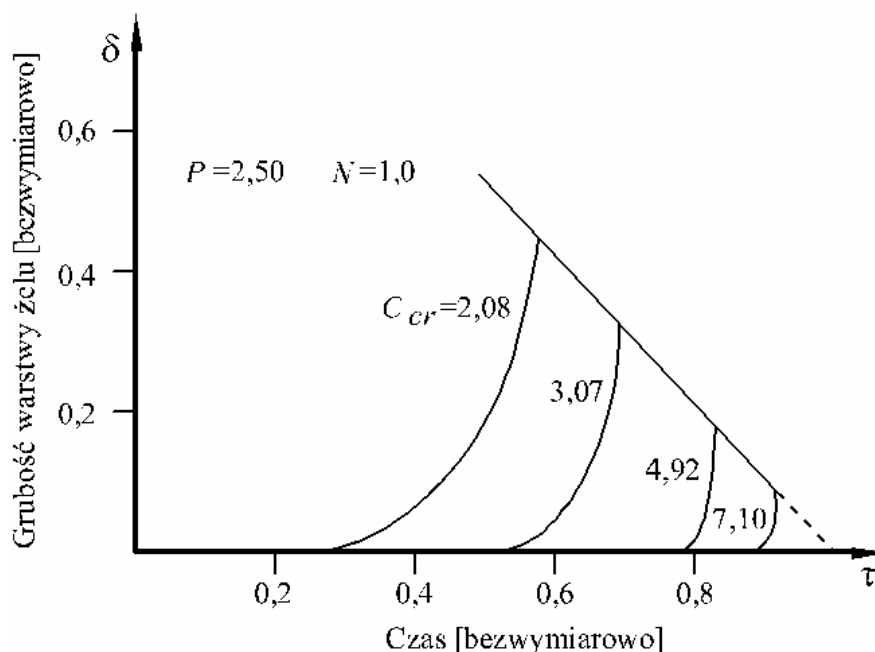
gdzie:  $C$  – stężenie krytyczne;  $C_0$  – początkowe stężenie kwasu hialuronowego w cieczy synowialnej;. Stężenie początkowe  $C_0$  zawiera się w przedziale 2-5 mg/ml, natomiast stężenie krytyczne w przedziale 10-20 mg/ml stąd bezwymiarowe stężenia krytyczne wynosi 2-10. Powstający żel lub sieć molekuł pozwala na całkowite przeniknięcie rzadkich frakcji, natomiast całkowicie zatrzymuje makromolekuły. Rysunek 9 pokazuje zmiany grubości warstwy żelu dla różnych stężeń  $C_{cr}$ , przy stałej liczbie Pecleta  $P = 2,5$  oraz przy założeniu że powierzchnia chrząstki stawowej jest całkowicie nieprzepuszczalna dla cząstek kwasu hialuronowego oraz makromolekuł zawartych w cieczy synowialnej  $N = 1$ . Za pomocą rysunku 9 możliwe jest obliczenie końcowej grubości żelu  $h_f$  przy smarowaniu ciśnieniowym. Grubość ta wyraża się wzorem (3)

$$h_f = H_0\delta(t) \quad (3)$$

gdzie:  $\delta(t)$  – bezwymiarowa grubość żelu w funkcji czasu, dla różnych stężeń  $C_{cr}$ , odczytywana z rys. 9.

Wartość  $\delta(t)$  odczytana z wykresu w punkcie przecięcia krzywej stężenia  $C_{cr}$  z prostą, jest bezwymiarową grubością warstwy żelu w warunkach równowagi, tzn. gdy warstwa żelu nie będzie się już zmniejszać dla założonych wartościach  $P$  oraz  $N$ . W ten sposób znając wartość początkową grubości filmu smarnego oraz odczytując wartość  $\delta(t)$  z rysunku 9 możliwe jest obliczenie ze wzoru 3 końcowej grubości żelu  $h_f$ .

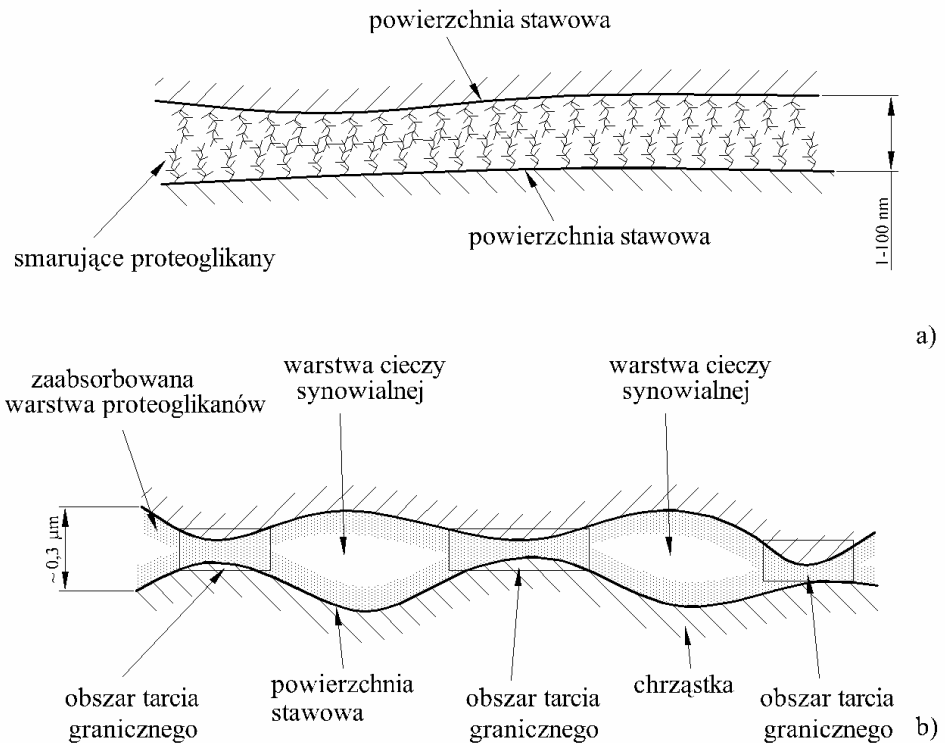
Charnley [11] już na początku lat sześćdziesiątych XX wieku sugerował, że nawet bardzo cienka warstwa cieczy smarującej złożona z pojedynczych cząsteczek może nie dopuszczać do zetknięcia się powierzchni stawowych podczas normalnej pracy stawu. Taki model smarowania nazwano smarowaniem granicznym (rys. 10a).



Rys. 9. Teoretyczna zmiana grubości żelu hialuronowego.

Następnie Swann i Radin [59] oddzielili pojedynczy łańcuch polipeptydów który zawierał oligosacharydy umieszczone wzdłuż proteinowego rdzenia. Taka makromolekuła może zostać zaadsorbowana do każdej powierzchni stawowej. Utworzona w ten sposób na powierzchni stawowej warstwa jednocząsteczkowa może mieć grubość od 10 do 1000 Angströmów i jest zdolna do przeniesienia obciążenia wynikającego z masy ciała oraz do zmniejszenia tarcia. Teoria smarowania granicznego w swojej podstawowej postaci, zawiera zbyt daleko idące uproszczenia, mianowicie całkowicie odrzuca wpływ takich czynników jak właściwości reologiczne cieczy synowialnej, lub sztywność powierzchni stawowych. Dlatego koniecznym okazało się opracowanie złożonych modeli smarowania, łączących w sobie smarowanie graniczne, czy smarowanie wyciskany filmem. Stąd zrodziła się teoria przedstawiona na rys. 10,

zakładająca, że ze względu na ukształtowanie i podatność chrząstki stawowej tarcie graniczne występuje punktowo oddzielając obszary, w których występuje grubsza warstwa cieczy smarującej np. w postaci zagęszczonego żelu jak to w swojej teorii proponowali Lai i Mow.



Rys. 10. a) Smarowanie graniczne w stawach synowialnych, b) Złożony model smarowania z występującym punktowo smarowaniem granicznym.

Badaniom dotyczącym związku porowatej i sprężystej budowy chrząstki stawowej, jako warstwy podatnej, z proponowanymi rodzajami smarowania, w szczególności ze smarowaniem hydrodynamicznym oraz wyciskaniem filmu smarnego, poświęciło się wielu innych badaczy. Podsumowaniem tych prac jest złożony model smarowania zaproponowany przez Unsworth'a, łączący w sobie kilka rodzajów smarowania: smarowanie wyciskaniem filmu, klinem smarnym oraz w pewnych warunkach tarcie graniczne [62].

Analizując powyższe teorie nasuwają się następujące wnioski:

- większość powyżej przedstawionych teorii jest czysto mechaniczna lub reologiczna, zawierają one takie czynniki jak: odkształcenie chrząstki, ciśnienie i natężenie przepływu cieczy,
- skupiają się głównie na współczynniku tarcia  $\mu$ , który jest bardzo niski w stawach synowialnych,
- żadna z teorii nie uwzględnia zużycia, które jest wprawdzie bardzo nikłe, lecz wiąże się z powszechnie analizowanym tarciem,

- ignorowane są natomiast takie czynniki jak, zmiany w strukturze chrząstki, biochemia, złożoność budowy i związki pomiędzy dwoma żywymi obiektami tzn. chrząstką i cieczą synowialną.

Są to oczywiście jedynie główne spostrzeżenia. Jakkolwiek teorie mechaniczno – reologiczne, kładące główny nacisk na tarcie są dominujące, to kwestia zużycia czy biochemii chrząstki stawowej nie jest całkowicie ignorowana.

#### **2.4. Badania zużycia i uszkodzeń mechanicznych chrząstki stawowej.**

Przykładem badań kładących główny nacisk na zużycie chrząstki mogą być badania prowadzone przez Simon'a [52] polegające na szlifowaniu ludzkiej i psiej chrząstki stawowej krążkiem ze stali nierdzewnej. Mierzona była głębokość penetracji krążka, w założeniu równa powstającemu ubytkowi. Do innych badaczy prowadzących pomiary zużycia na próbkach biologicznych zaliczyć możemy: Bloebaum'a i Willsona [9], Radina i Paula [47] oraz Lipshitz'a, Glimcher'a i Etheredge'a [31], [32], [33]. W późniejszych badaniach wielokrotnie wykonywane były pomiary zużycia chrząstki stawowej, gdzie parą cierną były próbki z chrząstki bydłowej a przeciwpróbkami płyty lub krążki ze stali nierdzewnej. Rozwinęły one badania zużycia chrząstki przez ustalenie zawartości hydroksyprolin w produktach zużycia. Używając tej techniki ustalono wpływ na zużycie takich zmiennych jak: czas, obciążenie, zmiany chemiczne chrząstki stawowej. Prace te są o tyle istotne, że nie skupiają się wyłącznie na tarcu, ale próbują opisać zużycie i przyczynę uszkodzeń chrząstki, podkreślając, że tarcie i zużycie nie są w tych strukturach bezpośrednio ze sobą powiązane.

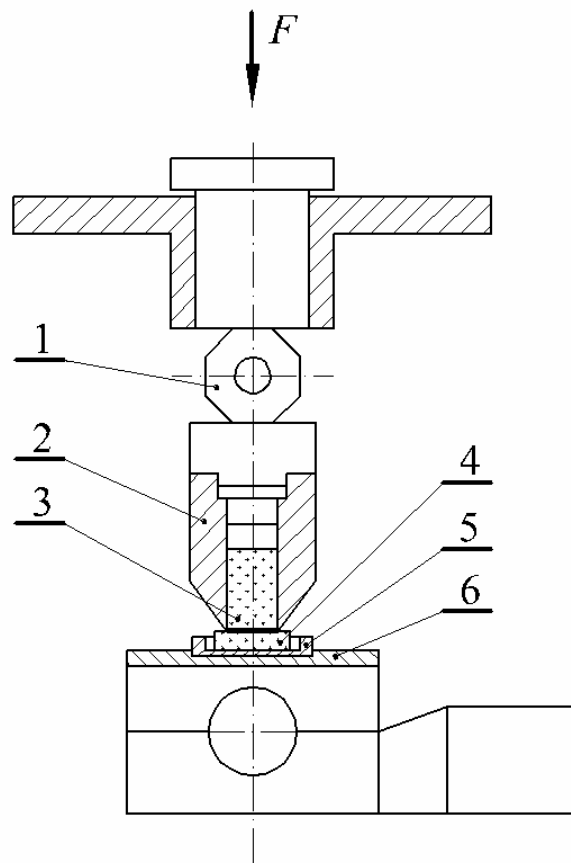
Szczególną uwagę poświęcić należy dwóm badaczom, Swannowi i Sokoloffowi, którzy jako główny czynnik decydujący o właściwościach cieczy synowialnej uznali jej biochemię. Swann z dużą dokładnością oddzielał poszczególne frakcje cieczy pochodzenia bydłowego, stosując technikę segmentacji sekwencyjnej oraz chromatografii. Odkrył on wielkocząsteczkowe glikoproteiny będące głównym składnikiem frakcji smarującej, nazwane następnie skrótem LGP-I, od angielskiej nazwy „lubricating glycoprotein”. Odkrycia tego dokonał na podstawie między innymi pomiarów tarcia przy wykorzystaniu pary cierniej chrząstka – krążek szklany [54].

Sokoloff wraz z zespołem testowali teorię tarcia granicznego na próbie kilkunastu cieczy synowialnych, wykorzystując parę cierniej chrząstka pobrana z kłykci stawu kolanowego – szkło. W trakcie testu mierzone było tarcie. Badania rozszerzono następnie o próbki pobrane z innych stawów różnicując również materiał przeciwpróbki [55]. Rezultatem tej pracy było zaproponowanie nowego modelu smarowania granicznego przez ciecz synowialną, nazwanego: smarowanie strukturalną cieczą graniczną. Teoria ta postuluje występowanie adsorpcji części glikoprotein do chrząstki stawowej oraz formowanie się

„wodnistej” powłoki wokół zaabsorbowanych cząsteczek glikoprotein. Efektem jest utworzenie się cienkiej, granicznej powłoki z rzadkiej frakcji cieczy synowialnej, przypuszczalnie wody, na powierzchni chrząstki. Praca ta jest interesująca nie tylko z tego względu, że rozwija teorię smarowania granicznego, ale również dlatego, że zakłada możliwość udziału wody w systemie smarowania.

W ostatnich badaniach przeprowadzonych przez Jay’a obserwowane było wzajemne oddziaływanie pomiędzy kwasem hialuronowym i „oczyszczonym synowialnym czynnikiem smarującym” nazywanym przez niego w skrócie PSFL [26]. Określenie zdolności do smarowania poszczególnych środków smarnych opierało się na pomiarach tarcia pomiędzy stalowym trzpieniem pokrytym warstwą lateksu a polerowanym szkłem.

Stachowiak [56] badał tarcie i zużycie chrząstki stawowej szczura, jako przeciwpróbkę wykorzystywał stalową płytkę. Obserwacje uszkodzeń chrząstki przeprowadzono przy użyciu mikroskopu skaningowego. Dzięki tym badaniom znaleziono dowód na występowanie granicznego obciążenia, po przekroczeniu, którego zachodzi wzrost zużycia i siły tarcia.



Rys. 11. Schemat stanowiska Burkhardta, gdzie:  
 1 – czujnik odkształcenia, 2 – uchwyt górny, 3 – próbka, 4 – przeciwpróbka,  
 5 – uchwyt dolny, 6 – stół

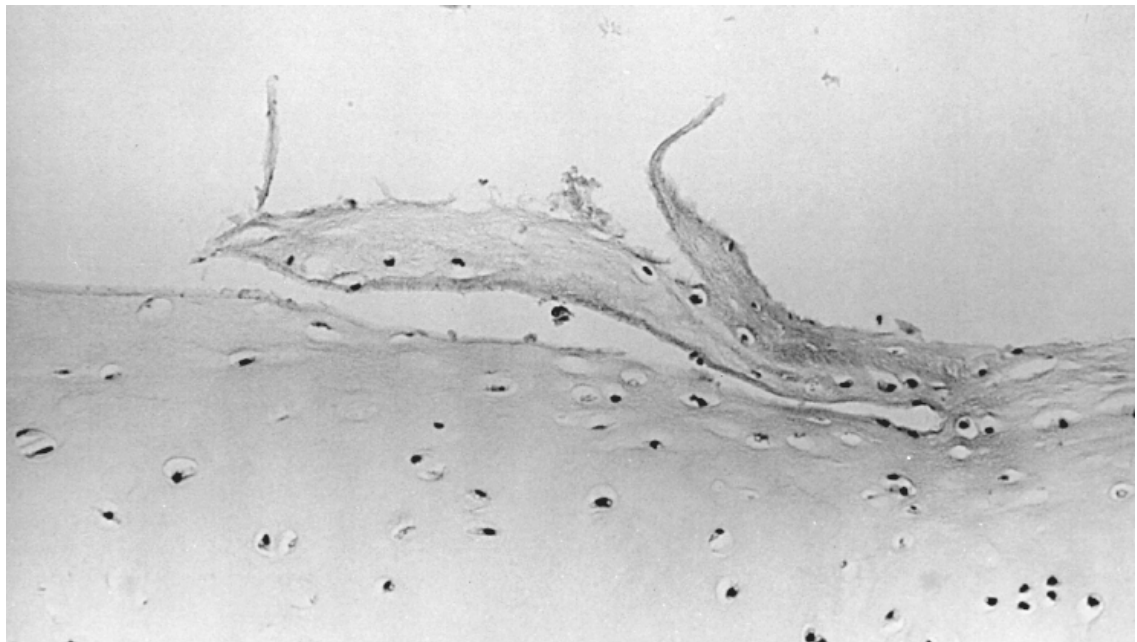
Na rys. 11 przedstawiono schemat stanowiska zbudowanego przez Burkhardta [10], które umożliwiała mu pomiary odkształcenia, zużycia i tarcia w parze ciernej chrząstka – chrząstka. Chrząstki były pochodzenia bydłowego a pary cierne ze względu na geometrię podzielić możemy na trzy grupy: obydwie próbki o powierzchniach ciernych płaskich; jedna powierzchnia płaska druga wypukła, obydwie powierzchnie nieregularne. Obciążenie zadawane było z przedziału 50 – 660 N, co dawało średnie naciski w przedziale 0,44 – 4,40 MPa. Prędkości poślizgu zawierały się pomiędzy 0 i 20 mm/s natomiast realizowany ruch pomiędzy powierzchniami był prostoliniowy posuwisto-zwrotny, lub obrotowy o stałej prędkości poślizgu. W przypadku ruchu obrotowego oś obrotu pokrywała się z kierunkiem działania siły obciążającej  $F$ .

Do pomiaru naprężenia normalnego i stycznego zastosowano czujnik w postaci ośmiokątnego odkształcalnego pierścienia wyposażonego w pełny mostek tensometryczny. Na stanowisku dokonywano również pomiarów odkształcenia i zużycia badanych chrząstek.

W badaniach przeprowadzonych przez Schroedera [49] wyróżnić możemy dwa typy par ciernych: chrząstka – stal nierdzewna oraz chrząstka – chrząstka przy zadawanym obciążeniu do 70N, co przekładało się na średnie naciski rzędu 2.2MPa w polu styku. Para cierna wykonywała względem siebie ruch prostoliniowy posuwisto-zwrotny, w którym maksymalna prędkość wynosiła 40cm/s. Podczas testu zastosowano trzy ciecze smarujące: nasycony roztwór soli, roztwór soli z kwasem hialuronowym oraz bydłową ciecz synowialną. Wpływ zastosowanej cieczy synowialnej na uszkodzenia chrząstki oceniany był w trakcie obserwacji na mikroskopie skaningowym oraz w trakcie barwienia histologicznego. Najwięcej uszkodzeń zaobserwowano przy smarowaniu nasyconym roztworem solnym, były to rysy na powierzchni a także pęknięcia i wyrwania sięgające wgłąb chrząstki. Po dodaniu do roztworu soli kwasu hialuronowego zaobserwowano zmniejszoną ilość powstających uszkodzeń. Brak uszkodzeń lub ich niewielki rozmiar zaobserwowano przy wykorzystaniu naturalnej cieczy synowialnej.

Rezultaty z powyższych badań zostały potwierdzone przez Owellena [42], który analizował wpływ hydroksyproliny na zużycie chrząstki stawowej. Odkrył on, że wzrost zadawanej siły obciążającej z 20 do 65N wywołuje ośmiokrotny wzrost zużycia chrząstki smarowanej roztworem soli oraz jedynie trzykrotny dla chrząstek smarowanych naturalną cieczą synowialną. Ponadto zaobserwowano znaczny wzrost współczynnika tarcia od wartości rzędu 0,01-0,02 do znacząco wyższych 0,20-0,30 w trakcie trzygodzinnego testu, przy czym najbardziej znaczący wzrost miał miejsce w trakcie pierwszych 20 minut. Innym spostrzeżeniem było zaobserwowanie na płytce ze stali nierdzewnej filmu smarującego zawierającego produkty zużycia. Obserwacji tej dokonano jedynie w przypadku stosowania jako cieczy smarującej roztworu soli. W kolejnych etapach tych badań nacisk położono na określenie wpływu rozkładu poszczególnych składników cieczy synowialnej na zużycie i zniszczenie

powierzchni chrząstki. W trakcie badań pary ciernej chrząstka – chrząstka większość poważnych uszkodzeń zachodziło podczas smarowania roztworem soli. Uszkodzenia były mniej znaczne, gdy przy tej samej cieczy smarującej prowadzono badania na parze ciernej chrząstka – stal, niemniej jednak zaobserwowano w tym przypadku kilka rys powstałych na powierzchni. Przekroje histologiczne chrząstki świadczą o wydłużaniu się rozstępów i łączeniu pęknięć w głębi materiału, co prowadzi do oderwania fragmentów chrząstki (rys. 12). Zaobserwowano również spadek ilości proteoglikanów na przekroju chrząstki poniżej powierzchni styku. Kiedy jako ciecz smarującą zastosowano ciecz synowialną nie stwierdzono widocznych uszkodzeń. Wyniki te dowodzą, że nawet w testach *in vitro*, właściwości cieczy smarującej mogą mieć duży wpływ na wielkość i charakter obserwowanych uszkodzeń, nie tylko bezpośrednio na powierzchni, ale również w głębi badanego materiału.



Rys. 12. Uszkodzenie chrząstki stawowej wywołane tarcie ślizgowym.

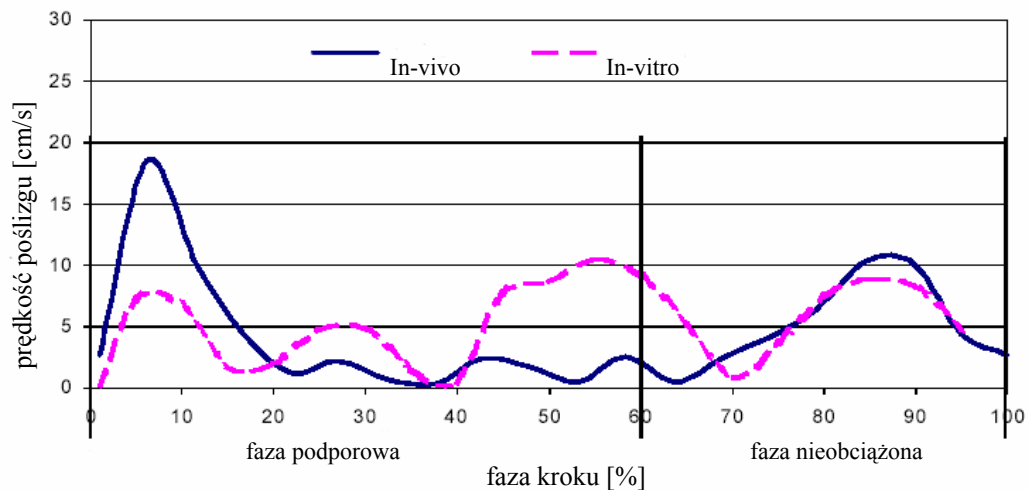
Rozwinięciem powyższych badań zajął się Berrien [5], który rozważał rolę smarowania stawu w nieco innym aspekcie. Zajął się on badaniem warunków smarowania w stanach patologicznych, zwłaszcza przy zapaleniach stawów. Badania tribologiczne przebiegały w podobny sposób jak opisane uprzednio, zmianie uległa stalowa płytką będąca przeciwpróbką. Zamieniona ona została na próbkę bydłczej chrząstki stawowej w kształcie walca o średnicy około 25mm. Siła obciążająca wzrosła do 78,6N, natomiast cieczami smarującymi były: nasycony roztwór soli oraz ciecz synowialna. Przed rozpoczęciem pomiarów, chrząstki poddane były 24 godzinnemu działaniu cieczy zawierającej enzym kolagenoza-3 w trzech różnych stopniach stężenia. Podejrzewano, że enzym ten odgrywa znaczącą rolę w w procesie degeneracji chrząstki. Głównym osiągnięciem tych badań było stwierdzenie, że wpływ enzymu na zużycie

chrząstki w stanie *in vitro*, jest zgodny z oczekiwanym. W trakcie badań stwierdzono około półtorakrotny wzrost zużycia próbek poddanych działaniu enzymu. Na zdjęciach z mikroskopu skaningowego próbek poddanych działaniu enzymu, zaobserwowano rozrywanie zarówno powierzchniowej warstwy chrząstki jak i wewnętrznej sieci włókien kolagenowych, co nie miało miejsca w przypadku próbek nie poddanych działaniu enzymu. Przekrój histologiczny wykazał znaczną utratę warstwy powierzchniowej chrząstki oraz wyraźną i nienormalną utratę proteoglikanów w niższych warstwach chrząstki stawowej poddanej działaniu enzymu.

## 2.5. Badania na modelach stawów synowialnych.

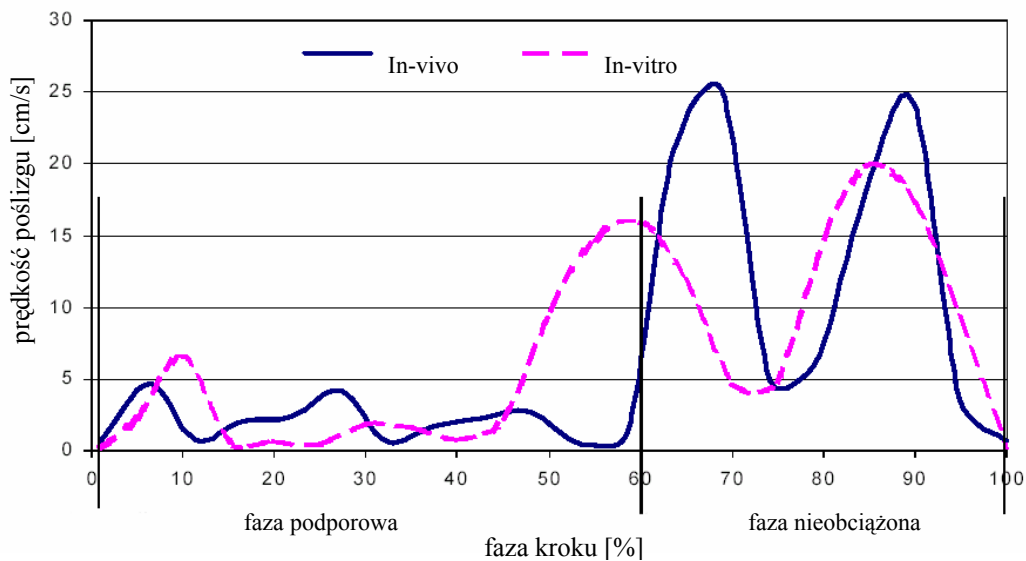
Inną drogą poszli badacze, którzy przeprowadzali badania na opracowywanych przez siebie modelach stawów synowialnych. W takim przypadku konieczna jest znajomość anatomicznego ukształtowania odwzorowywanego węzła ciernego, jakim jest staw synowialny. Istotna jest również wiedza o takich wielkościach fizycznych charakterystycznych dla danego stawu jak: wartości nacisków, prędkości poślizgów, czy charakter ruchu.

Wartość prędkości poślizgu zależy jest od fazy zgięcia kolana, prędkości kroku i geometrii kłykci stawu kolanowego. Dla obydwu kłykci stawu kolanowego: przyśrodkowego i bocznego, wartości prędkości poślizgu w tej samej chwili są różne (rys. 13, 14) [27].



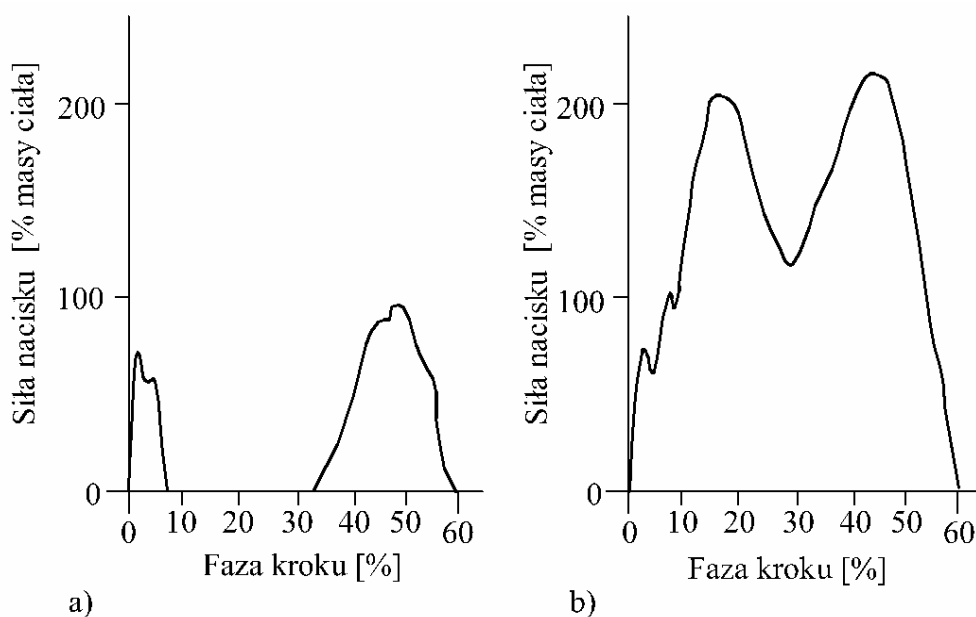
Rys. 13. Prędkość poślizgu powierzchni stawowych na kłykciu przyśrodkowym w trakcie jednego kroku [27].





Rys. 14. Prędkość poślizgu powierzchni stawowych na kłykieciu bocznym w trakcie jednego kroku [27].

W znacznym stopniu zmieniają się również wartości sił obciążających działających w danej chwili na współpracujące powierzchnie stawowe. Podobnie jak w przypadku prędkości poślizgu tak i tu wartości sił obciążających na kłykciach przyśrodkowym i bocznym w tej samej chwili, nie są sobie równe. Wartości tych sił zależą w głównej mierze od masy ciała oraz prędkości kroku, która decyduje o wielkości sił dynamicznych. W trakcie pełnego cyklu ruchu stawu kolanowego mocniej obciążonym jest kłykiec przyśrodkowy (rys. 15) [25].



Rys.15. Teoretyczny przebieg sił nacisku na powierzchniach panewki stawu kolanowego dla a) części bocznej, b) części przyśrodkowej [25].

O ile, zatem wartość siły nacisku w dużej mierze ma charakter osobniczy i jest zależna od masy ciała, o tyle wartość średniego nacisku ma charakter bardziej uniwersalny, ponieważ wielkość pola styku jest ściśle związana z oddziałującą masą oraz rozmiarami kłykci stawu kolanowego. Wartość średniego nacisku w polu styku dla stawu kolanowego została w literaturze określona na około 1MPa przy działaniu siły statycznej wynikającej z ciężaru ciała [23].

Ze względu na skomplikowaną budowę rozpatrywanego stawu, istnienie wielu zmiennych obciążeń i czynników zależnych często od cech osobniczych, koniecznym okazało się wprowadzenie pewnych założeń i uproszczeń pozwalających na ujednoczenie warunków pracy badanego obiektu.

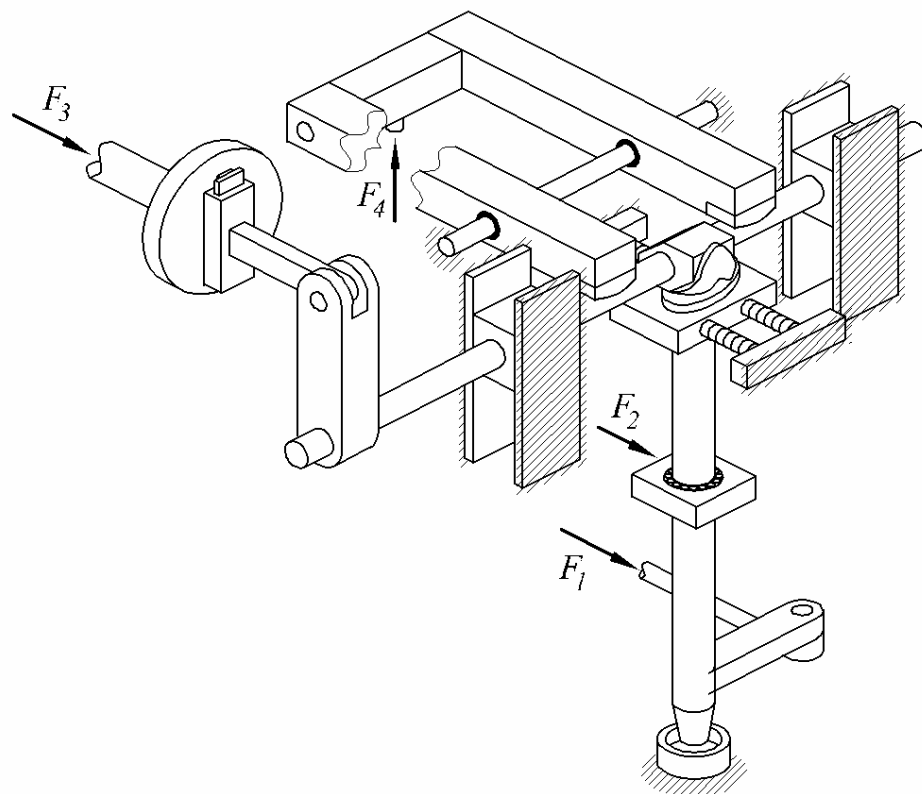
Najprostszym sposobem modelowania pracy stawu, jest wykorzystanie w tym celu tribometrów. Jest to rozwiązanie najprostsze, lecz dalekie od odwzorowania rzeczywistości. W badaniach przeprowadzonych przez Popko i Dąbrowskiego [46] wykorzystywane były wycinki chrząstek o średnicy 4mm, pobierane z obciążanych i nieobciążanych rejonów powierzchni głowy kości udowej. Przeciwwódkę stanowił krążek z materiału implantacyjnego lub chrząstki o średnicy 8mm. Wycinek ten pochodził z panewki i był przymocowywany do tarczy urządzenia za pomocą kleju. Tarcie zachodziło w obecności cieczy smarującej, którą w tym przypadku był 1% roztwór karboksymetylocelulozy. Zadawano sinusoidalnie zmienne obciążenie trzpienia z zakresu sił 0 – 150N, uzyskując maksymalny nacisk 5MPa. Tarcza wykonywała ruch rewersyjny z częstotliwością 100Hz, uzyskano w ten sposób prędkości liniowe z zakresu 0 – 100mm/s. W badaniach tych główny nacisk położono na wyznaczenie wartości współczynników tarcia pomiędzy chrząstkami bez zmian zwyrodnieniowych, pomiędzy chrząstką zdrową a zdegenerowaną (bez określenia stopnia uszkodzenia), pomiędzy chrząstkami zdrowymi a wybranymi materiałami implantacyjnymi (PE, Co-Cr-Mo).

Wielu badaczy wykorzystuje w swoich pomiarach symulatory stawów, najczęściej biodrowego lub kolanowego [18]. Symulatory kolana podzielić możemy na dwie grupy. Pierwszą grupę stanowią urządzenia, gdzie siła obciążająca model stawu zadawana jest przez zewnętrzny układ symulujący działanie mięśni, w drugiej grupie siła i ruch zadawane są bezpośrednio na kłykcie [64].

Do badaczy, którzy od początku lat 70-tych XX wieku budowali symulatory z pierwszej grupy, należą Shaw i Murray [51], którzy w 1973 roku zbudowali symulator stawu kolanowego. Jako obciążenie zmienne zastosowano symulację działania mięśnia czworobocznego uda, który obciążał i odciążał powierzchnie stawowe, podczas gdy obciążenie statyczne wynikające z masy ciała przyłożone było przez cały okres ruchu stawu w fazie podporowej. Podobny schemat obciążenia został zastosowany przez Hersh'a [21] w 1981 roku, rozszerzył on jednak model obciążenia wprowadzając rotację w modelowanym stawie. W 1991 roku Rovick [48] zbudował stanowisko, które

modelowało działanie mięśnia czworobocznego uda i realizowało złożony trójwymiarowy ruch względny współpracujących powierzchni stawowych.

Symulatory z drugiej grupy, gdzie siła i ruch przykładane są bezpośrednio do powierzchni stawowych, bez modelowania działania mięśni, są budowane od końca lat 70-tych ubiegłego wieku. Pionierami w tej dziedzinie są Walker i Hsieh, którzy pierwszy symulator tego typu zbudowali w 1977 roku [65]. W symulatorze tym zadawana była zmienna siła ściskająca, działająca wzdłuż osi kości udowej. W symulatorze zbudowanym przez Stallforth'a i Ungethum'a w 1978 roku [57] zginanie i przeprost realizowane były względem stałej osi z uwzględnieniem rotacji stawu, siła obciążająca zadawana była wzdłuż osi kości udowej. W 1980 roku Paul [44] zbudował nastawny, pneumatycznie zasilany układ czterodźwigniowy realizujący ruch powierzchni stawowych w płaszczyźnie strzałkowej. W symulatorze przedstawionym w pracy [13] modelowane były siły wzdłuż osi kości udowej oraz występujące w przedniej i tylnej części stawu podczas zginania i przeprostu. Dodatkowo współpracujące powierzchnie mogły wykonywać względem siebie swobodny ruch rotacyjny. Symulator zbudowany przez Pappasa i Buechela w 1994 roku [43] działał na podobnej zasadzie z tą różnicą, że ruch rotacyjny ograniczony został do  $12^\circ$ . W 1996 roku Walken [65] zbudował symulator umożliwiający ruch względny współpracujących powierzchni w trzech kierunkach, pozwalając równocześnie na obrót względem trzech osi. Siła obciążająca w trakcie ruchu zmieniała kierunek, nie działając tylko wzdłuż osi kości udowej wytwarzała moment skręcający, będący dodatkowym obciążeniem (rys. 16).



Rys. 16. Symulator stawu kolanowego zbudowany przez Walkena.

Obydwa typy symulatorów, modelujące oddziaływanie mięśni oraz bezpośrednio realizujące założony ruch i obciążenie mają swoje zalety i wady. W symulatorach modelujących działanie mięśni zadawana jest jako siła obciążająca reakcja podłoża i odtwarzana jest geometria kończyny, podczas gdy oddziaływanie mięśni oraz ruch względny powierzchni stawowych jest modelowany. Oznacza to konieczność wykonywania modeli stawów np. z żywicy epoksydowej lub materiału implantacyjnego, co komplikuje badania i stwarza możliwość popełnienia dodatkowych błędów wynikających z niedokładnego odwzorowania stawu.

W symulatorach drugiego rodzaju działająca siła styczna jest zdeterminowana jedynie przez siłę obciążającą działającą wzdłuż osi Mikulicza łączącej linią prostą środek głowy kości udowej ze środkiem stawu skokowego. Dzięki temu moment skręcający w płaszczyźnie czołowej jest wprost funkcją kąta zgięcia kolana i wartości siły obciążającej, co nie jest prawdą w przypadku stawu rzeczywistego. Ponadto powstająca w trakcie pracy takiego symulatora siła tnąca na powierzchniach ciernych nie uwzględnia istnienia elementów stabilizujących staw, takich jak np. łąkotka czy więzadła. Symulatory drugiego typu mają bardziej „mechaniczny” charakter. Zidentyfikowane siły, momenty i ruchy są zadawane bezpośrednio poprzez odpowiednio skonstruowany mechanizm. Stwarza to konieczność dokładniejszego rozpoznania wszystkich czynników mających wpływ na pracę stawu, to znaczy na dokładne zbadanie wpływu i powiązań pomiędzy poszczególnymi siłami, momentami i obrotami w poszczególnych fazach zgięcia kolana. Dodatkową trudnością jest określenie wpływu tkanek miękkich stabilizujących staw na przemieszczenia względne współpracujących powierzchni.

Symulatory stawów są skomplikowaną i drogą aparaturą pomiarową, natomiast wyniki pomiarów współczynnika tarcia uzyskiwane tą metodą są zbliżone do uzyskanych przy pomocy tribometrów. Wykorzystanie symulatorów chodu jest celowe w przypadku pomiarów zużycia sztucznych stawów. Możemy wówczas łatwo określić nie tylko trwałość pary ciernej złożonej z określonych materiałów, ale również obszary gdzie występuje największe zużycie. Zastosowanie symulatorów jest również korzystne ze względu na możliwość wyznaczenia charakterystyk tarcia od fazy cyklu kroku. Zastosowanie pary ciernej głowa endoprotezy, panewka możliwe jest również modelowanie warunków tarcia poprzez zmianę wartości wstępnego zacisku. W przypadku badań na próbkach biologicznych, w związku z zastosowaniem symulatorów wiąże się wiele problemów dotyczących pobrania materiału badawczego, ponieważ wiadomo, że w trakcie zabiegu alloplastyki stawu biodrowego lub kolanowego panewka stawu ulega zniszczeniu.

Stanowisko przeznaczone do badań momentu tarcia a nie będące symulatorem chodu zostało zbudowane przez Burcana. Przeznaczone ono jednak było do badań oporów ruchu endoprotez stawu biodrowego [7], [8]. Stanowisko pozwalało na rejestrację chwilowych wartości momentu tarcia i

powiązania ich z chwilowymi położeniami względem siebie współpracujących powierzchni, dla rzeczywistego styku elementów o naturalnych rozmiarach. Panewce sztucznego stawu biodrowego nadawany był ruch obrotowo-zwrotny symulujący ruchy wykonywane w rzeczywistym stawie biodrowym. W trakcie pomiaru parę cierną obciążano stałym obciążeniem o ustalonej wartości dla danego pomiaru. Badania przeprowadzono dla tarcia suchego oraz przy zastosowaniu jako środka smarnego Hyalganu.

Dla prowadzenia dalszych badań pojawiła się potrzeba opracowania stanowiska badawczego będącego swoistym kompromisem pomiędzy tribometrami a symulatorami stawów, które umożliwiłyby badania oporów ruchu na próbkach, również biologicznych, a realizowałyby ruch występujący w stawie kolanowym.

### 3. Teza, cel i zakres pracy.

Na podstawie przeprowadzonego przeglądu literatury w pracy postawiono następującą tezę: zmiana własności tribologicznych tkanki chrzęstnej spowodowanej jej degeneracją wpływa istotnie na właściwości ruchowe stawu synowialnego.

W celu potwierdzenia lub obalenia postawionej tezy przeprowadzono szereg badań na drodze doświadczalnej, przy wykorzystaniu specjalnie do tego celu opracowanego modelu. Badania te pozwalają również na osiągnięcie celu utylitarnego, którym jest poszerzenie wiedzy o wpływie zmian zwyrodnieniowych na własności chrząstek, co może w przyszłości być podstawą do opracowania nowych metod diagnozowania i leczenia chorób zwyrodnieniowych.

Do badań na opracowanym modelu stawu zbudowano stanowisko badawcze realizujące podstawowy schemat obciążeniowy i ruchowy dla stawu kolanowego. Jest ono kompromisem pomiędzy tribometrami a symulatorami stawów i umożliwia badanie oporów ruchu na próbkach biologicznych. Badania na tym stanowisku zawierają pomiary momentu tarcia przy ustalonym kierunku budowy tkanki dla różnych stopni zmian zwyrodnieniowych. W trakcie badań próbka i przeciwpróbka wykonują ruch ślizgowo – toczny, co odpowiada możliwie wiernie ruchowi wzajemnemu powierzchni ciernych w stawie. Wyniki z tych badań posłużyły do oceny wpływu zmian zwyrodnieniowych na zjawiska tribologiczne w chrząstce stawowej.

Przed przystąpieniem do pomiarów momentów tarcia i obliczenia współczynnika tarcia, klasyfikowano dostępny materiał badawczy 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 jak i naprężeń stycznych na badanych powierzchniach. Realizację pracy podzielono na następujące etapy:

- Usystematyzowanie i ocena uszkodzeń chrząstki przy zmianach zwyrodnieniowych według skali Outerbridge'a [12].
- Badania modelowe na próbkach biologicznych wpływu zmian chrząstki stawowej na współczynnik tarcia.
- Opracowanie wyników uzyskanych drogą doświadczalną.
- Opracowanie wniosków i zaleceń.

## 4. Przygotowanie materiału badawczego.

### 4.1. Materiał badawczy.

Chrząstkę do badań uzyskano z preparatów sekcyjnych oraz z zabiegów alloplastyki stawu biodrowego. Użyty materiał, wraz z oznaczeniami par próbek przedstawiony został w tabeli 2.

oznaczenie par próbek	rodzaj materiału	wiek	pleć
M45	kłykcie kości udowej	45	M
M52	kłykcie kości udowej	52	M
P-1	głowa kości udowej	31	M
P-2	głowa kości udowej	62	M
P-3	głowa kości udowej	58	M
P-4	głowa kości udowej	65	K
P-5	głowa kości udowej	63	M

Tabela 2. Zestawienie materiału użytego do badań

Kłykcie kości udowej pobrane zostały sekcyjnie i nie wykazywały zmian zwyrodnieniowych. Głowy kości udowych uzyskano w wyniku przeprowadzenia zabiegu alloplastyki stawu biodrowego. Wszystkie one były zmienione zwyrodnieniowo. W trakcie badań konieczne było przebadanie próbek pochodzących ze stawów zdrowych i zdegenerowanych. Najlepszą sytuacją byłaby ta, kiedy wszystkie próbki pochodzą z tego samego stawu tzn. wszystkie są pobierane ze stawu kolanowego lub biodrowego. Niestety zdobycie próbek ludzkich wiąże się z wieloma problemami, dlatego jeśli istnieje tylko możliwość ograniczenia ilości próbek to należy z niej skorzystać. W trakcie realizacji badań niemożliwe było zdobycie zdegenerowanych kłykci stawu kolanowego ani zdrowych głów kości udowej, dlatego też w badaniach posłużono się próbkami pochodzącymi z obydwu stawów. Zdając sobie sprawę z różnic w budowie obydwu stawów starano się ujednoczyć wszystkie próbki na ile tylko było to możliwe. Przy wyborze miejsca pobrania kierowano się zatem takimi aspektami jak: ułożenie włókien kolagenowych, grubość chrząstki (tam gdzie było to możliwe), promień krzywizny. Niestety różnice w budowie stawu to nie wszystko, o geometrii decydują również względy osobnicze dawców, dlatego też przy ograniczonym dostępie do ludzkiego materiału biologicznego nie było możliwym dokładniejsze ujednoczenie próbek pod względem promieni

krzywizn. Należy jednak pamiętać, że chrząstka pokrywająca stawy synowialne, we wszystkich stawach spełnia tę samą funkcję, dlatego też porównanie próbek pochodzących z różnych stawów jest możliwe pod warunkiem ujednoczenia warunków pracy.

Pobrano materiał przechowywany był przez okres do 48 godzin w temperaturze 269K (-4°C). Następnie z zamrożonych głów kości udowych oraz kłykci stawu kolanowego wycinano próbki do badań. Rozmrażano je mocząc w roztworze soli fizjologicznej. Badania na jednej parze próbek przeprowadzono w ciągu ok. 6 godzin. W trakcie tego czasu, z kłykcia lub głowy kości udowej wycinano próbki o ustalonych wymiarach, rozmrażano, mocowano je w uchwytach wykonanych ze szpachli uniwersalnej, tworzono dokumentację fotograficzną, dokonywano pomiarów wielkości i kształtu pola styku, wykonywano odlew powierzchni oraz przeprowadzono badania momentu tarcia. Proces zamrożenia i rozmrożenia głów kości udowych i kłykci stawów kolanowych wpłynął zapewne na zmianę własności chrząstek. Niezwykle trudno jest jednak ocenić, w jaki sposób, głównie ze względu na nieznaną naturę wszystkich mechanizmów, jakie działają w chrząstkach, szczególnie w zdegenerowanych. Rozwiązaniem tego problemu mogą być dodatkowe, szczegółowe badania prowadzone pod kątem wpływu czasu przechowywania próbek na zmianę ich własności, to jednak nie było celem tej rozprawy. Częściowym rozwiązaniem problemu stało się, zatem ujednoczenie czasu przechowywania, oraz sposobu rozmrażania.

#### **4.2. Klasyfikacja materiału badawczego.**

W celu określenia stopnia zmian zwyrodnieniowych i uszeregowania pobranych próbek w zależności od stopnia zdegenerowania, przyjęto następujące kryteria, wynikające z właściwości mechanicznych.

- wyniki obserwacji makroskopowej i mikroskopowej powierzchni
- wielkość i kształt pola styku
- chropowatość powierzchni

Po dokonaniu klasyfikacji i przeprowadzeniu pomiarów, wyniki zebrano w postaci opisów, tabel i rysunków, na ich podstawie wyciągnięto wnioski i dokonano usystematyzowania próbek w zależności od stopnia zniszczenia.

#### **4.3. Przygotowanie próbek.**

W badaniach wykorzystywano próbki kostne wraz z chrząstką stawową, wycięte z kłykci kości udowej oraz głowy kości udowej. Dla obydwu typów próbek postanowiono zastosować ten sam model obciążenia, przedstawiony w rozdziale 4. Było to uproszczenie spowodowane chęcią ujednoczenia warunków pracy par ciernych w trakcie badań. Fragmenty chrząstki stawowej wycinane były wraz z kością zawsze z tych samych miejsc, w sposób pokazany na

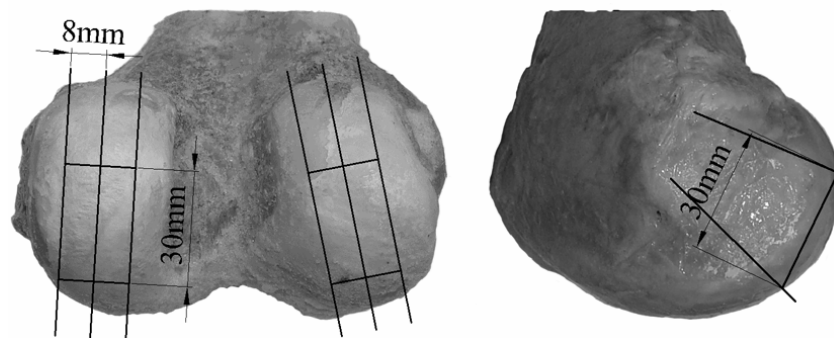


rys. 17 i 18. Miejsca pobrania i kierunek wycinania próbek z kłykci stawu kolanowego dobrano w taki sposób by były one możliwie zgodne z kierunkiem poślizgu powierzchni stawowych w warunkach naturalnych. Z uwagi na to, że w stawie biodrowym, ze względu na jego kulisty kształt i złożony ruch jaki wykonuje, nie można wyróżnić jednego głównego kierunku poślizgu, zdecydowano się wyciąć próbki możliwie równoległe do ułożenia włókien kolagenowych w chrząstce. Ponieważ fragmenty kości pochodziły od różnych osób, różnej płci oraz w różnym wieku, każda głowa kości udowej miała unikalne wymiary. Istotnym był zatem odpowiedni wybór miejsca pobrania, tak by oprócz zachowania warunku „równoległości włókien kolagenowych” zapewnić zbliżone wartości promienia krzywizny. Każdej z próbek zmierzono promień krzywizny a ich wartości przedstawiono w tabeli 3.

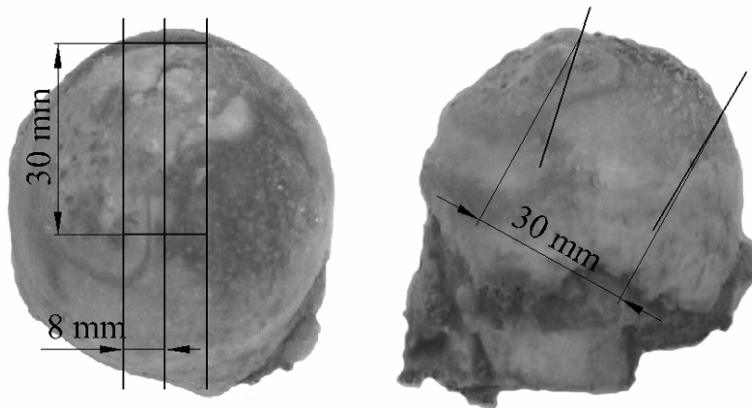
oznaczenie par próbek	promień krzywizny próbki [mm]	promień krzywizny przeciwpróbki [mm]
M45	35	40
M52	31	34
P-1	47	46
P-2	28	28
P-3	24	26
P-4	23	26
P-5	26	30

Tabela 3. Zmierzone promienie krzywizn poszczególnych par ciernych.

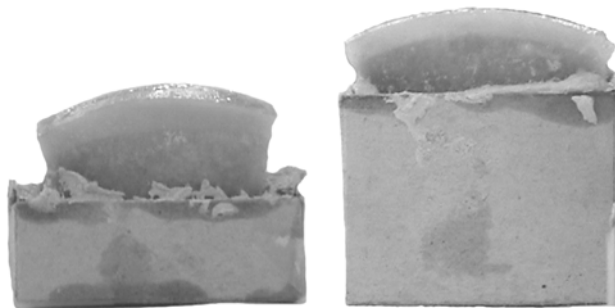
Pary próbek wycinane z zamrożonych fragmentów kości udowej i osadzone w uchwytych wykonanych ze szpachli uniwersalnej przedstawiono na rys. 19.



Rys. 17 Widok kłykci kości udowej wraz z zaznaczonym miejscem wycięcia próbek.



Rys. 18. Widok głowy kości udowej wraz z zaznaczonym miejscem wycięcia próbek.



Rys. 19. Przygotowane do badań próbki kostne.

Osadzenie takie zapewniało szybkie i pewne mocowanie próbek kostnych. W przypadku chrząstek zdegenerowanych kość była znacznie osłabiona lecz częściowe zatopienie jej w szpachli sprawiało, że w trakcie mocowania na stanowisku badawczym była mniej narażona na uszkodzenie bądź zniszczenie. Następnie, próbki kostne z chrząstką rozmrażano mocząc przez godzinę w zamkniętym naczyniu w roztworze soli fizjologicznej.

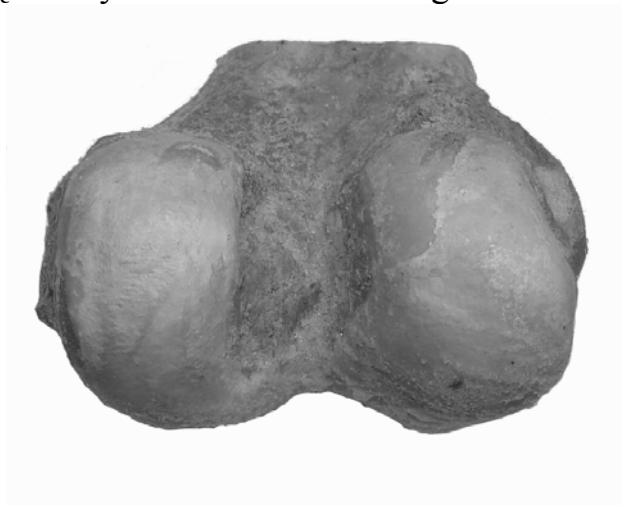
## 5. Usystematyzowanie i ocena uszkodzeń chrząstki stawowej przy zmianach zwyrodnieniowych.

### 5.1. Obserwacje makroskopowe stanu powierzchni chrząstki stawowej.

#### 5.1.1. Opis obserwowanych powierzchni.

Obserwacje makroskopowe stanu powierzchni chrząstki stawowej przeprowadzono bezpośrednio po pobraniu kłykcia stawu kolanowego oraz głów kości udowych od pacjentów, przed zamrożeniem, wycięciem i przygotowaniem próbek kostnych. W trakcie obserwacji zwracano uwagę na takie aspekty jak: połyskliwość lub zmatowienie powierzchni; obecność narośli, deformacji głowy kości udowej; pojawienie się ubytków oraz ich rozległość. Stan powierzchni w możliwie krótkim czasie od pobrania materiału był utrwalany w postaci zdjęć fotograficznych wykonanych aparatem cyfrowym, lub w postaci filmu nakręconego za pomocą kamery video. Umożliwiło to ewentualne późniejsze ponowne oględziny, oraz zaprezentowanie obrazów stanu powierzchni w niniejszej pracy. Kłykcie stawu kolanowego pobrane jako preparaty sekcyjne, uznane zostały na wstępie jako anatomicznie poprawne, tzn. bez zmian zwyrodnieniowych, służąc w kolejnych badaniach jako próbki odniesienia.

Powierzchnia chrząstki kłykcia stawu kolanowego M-45.



Rys. 20. Widok kłykcia stawu kolanowego M-45.

Kłykiec przedstawiony na rysunku 20 oznaczony symbolem M-45, pochodził od mężczyzny w wieku 45 lat. Na powierzchni chrząstki nie dostrzeżono zmian chorobowych, uszkodzeń powierzchni w postaci rys, pęknięć lub wyrwań. Powierzchnia chrząstki stawowej pokrywającej kłykiec była jasna, błyszcząca i gładka, nie dostrzeżono na niej przebarwień. Nie stwierdzono również narośli i deformacji. Chrząstka o grubości około 2 milimetrów pokrywająca powierzchnie stawowe była twarda i sprężysta.

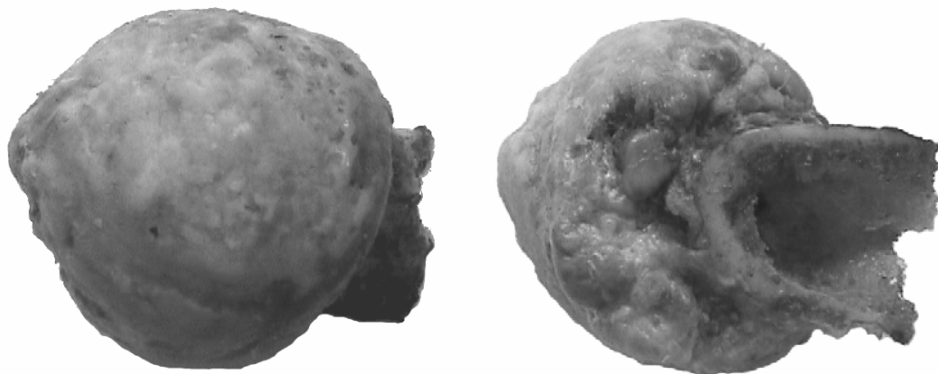
Powierzchnia chrząstki kłykcia stawu kolanowego M-52.



Rys. 21. Widok kłykcia stawu kolanowego M-52.

Kłykiec oznaczony symbolem M-52 i przedstawiony na rysunku 21, podobnie jak M-45 został uznany za anatomicznie poprawny. Pochodził od mężczyzny w wieku 52 lat. Tak jak M-45 charakteryzował się gładką, jasną, błyszczącą powierzchnią. Brakiem przebarwień, narośli i zniekształceń. Również w tym przypadku chrząstka o grubości ok. 2 milimetrów była twarda i sprężysta.

Powierzchnia chrząstki głowy kości udowej P-1.



Rys. 22. Widok głowy kości udowej P-1.

Głowa kości udowej, oznaczona symbolem P-1 (rys. 22), pochodziła od mężczyzny w wieku 31 lat. Została ona usunięta w trakcie zabiegu alloplastyki stawu biodrowego. Głowa ta charakteryzowała się znaczną deformacją, co szczególnie widoczne jest w części wierzchołkowej, gdzie straciła swój kulisty kształt. Ponadto w dolnej części, tuż przy szyjce kości udowej widoczne są liczne i wyraźne narośla. Chrząstka pokrywająca opisywaną głowę była nierówna, posiadała wiele ubytków i uszkodzeń. Nie spostrzeżono jednak

miejsca, gdzie byłąby ona usunięta całkowicie aż do kości korowej. Obserwowana powierzchnia nie była połyskliwa jak w przypadku kłykci M-45 i M-52, ale matowa. Chrzątka zatraciła tu również swój jasny kolor na rzecz przebarwień w odcieniach brązów i czerwieni.

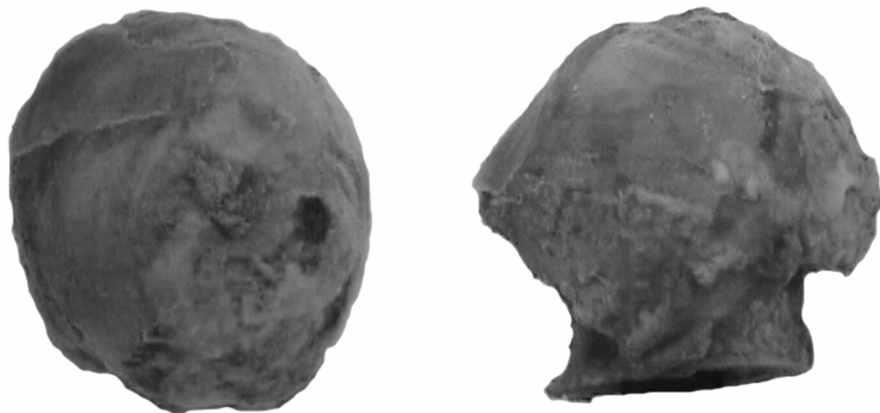
Powierzchnia chrząstki głowy kości udowej P-2.



Rys. 23. Widok głowy kości udowej P-2.

Głowa kości udowej przedstawiona na rysunku 23, oznaczona symbolem P-2, pochodziła od mężczyzny w wieku 62 lat. Podobnie jak głowa P-1 została ona usunięta w trakcie zabiegu alloplastyki stawu biodrowego. Tak jak w poprzednim przypadku głowa ma nieregularny kształt, dominują tu liczne narośla i zniekształcenia w dolnej części, wokół szyjki kości udowej. Chrzątka pokrywająca powierzchnię stawową ma wyraźnie mniejszą grubość niż obserwowane na kłykciach M-45 i M-52. W kilku miejscach ubytki są tak głębokie, że sięgają aż do kości. Powierzchnia jest nierówna, matowa i przebarwiona, tak jak na głowie P-1 ma ona odcień czerwono-brązowy.

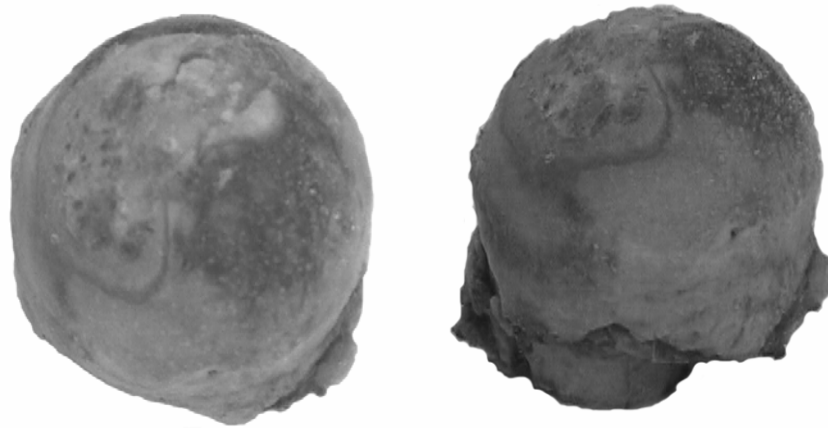
Powierzchnia chrząstki głowy kości udowej P-3.



Rys. 24. Widok głowy kości udowej P-3.

Głowa kości udowej, oznaczona symbolem P-3 (rys. 24), pochodziła od mężczyzny w wieku 58 lat. W odróżnieniu od poprzednio opisywanych głów kości udowej, na tej nie stwierdzono rozległych i głębokich ubytków chrząstki stawowej. Cała głowa była zdeformowana, szczególnie w okolicach szyjki kości udowej, powierzchnia chrząstki była matowa i przebarwiona. Nie zauważono jednak głębokich ubytków w postaci wyrwań chrząstki tak jak na głowach P-1 i P-2. Zmierzona grubość chrząstki, podczas wycinania próbek, wynosiła około 1,5 milimetra.

Powierzchnia chrząstki głowy kości udowej P-4.



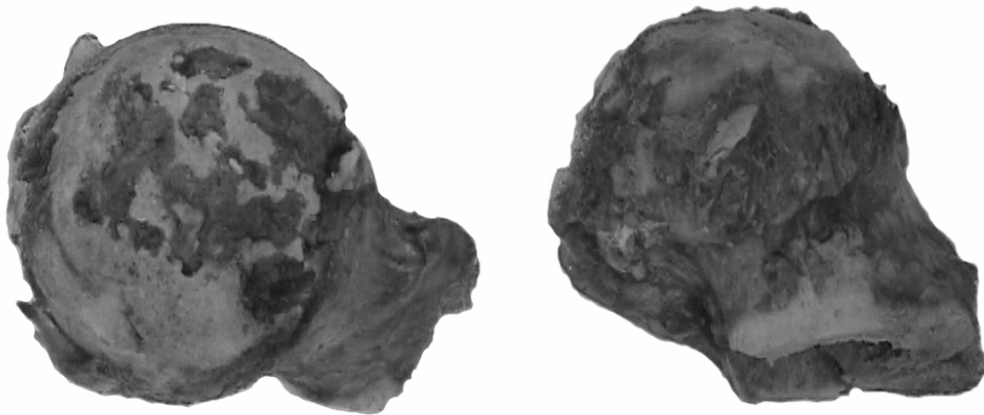
Rys. 25. Widok głowy kości udowej P-4.

Głowa kości udowej, oznaczona symbolem P-4 (rys. 25), pochodziła od kobiety w wieku 65 lat. Chrząstka stawowa pokrywająca głowę kości udowej P-4 zachowała się w najlepszym stanie spośród wszystkich obserwowanych próbek. Głowa P-4 uległa niewielkim deformacjom, bezpośrednio na powierzchni stawowej nie stwierdzono narośli lub dużych zniekształceń tak jak miało to miejsce w przypadku głów P-1 i P-2. Rozległym, lecz płytkim ubytkom uległa jedynie chrząstka znajdująca się w okolicach wierzchołka. Tak jak na wszystkich obserwowanych próbkach, zniekształcenia pojawiły się na kości korowej w rejonie szyjki kości udowej. Chrząstka pokrywająca głowę P-4 była matowa i przebarwiona. Charakterem zniszczenia powierzchni próbka ta przypominała głowę P-3. Zmierzona grubość chrząstki podczas wycinania próbek wynosiła około 2 milimetrów.

Powierzchnia chrząstki głowy kości udowej P-5.

Głowa kości udowej, oznaczona symbolem P-5 (rys. 26), pochodziła od mężczyzny w wieku 63 lat. Głowa ta, na całej powierzchni stawowej całkowicie pozbawiona była chrząstki. Ponadto na odsłoniętej powierzchni kości korowej widoczne były liczne ubytki w postaci wyrwań. Głowa była zdeformowana,

posiadała narośla i zniekształcenia. Kość była krucha i łamliwa, co stwierdzono w trakcie wycinania próbek.



Rys. 26. Widok głowy kości udowej P-5.

### 5.2.2. Podsumowanie obserwacji makroskopowych stanu powierzchni.

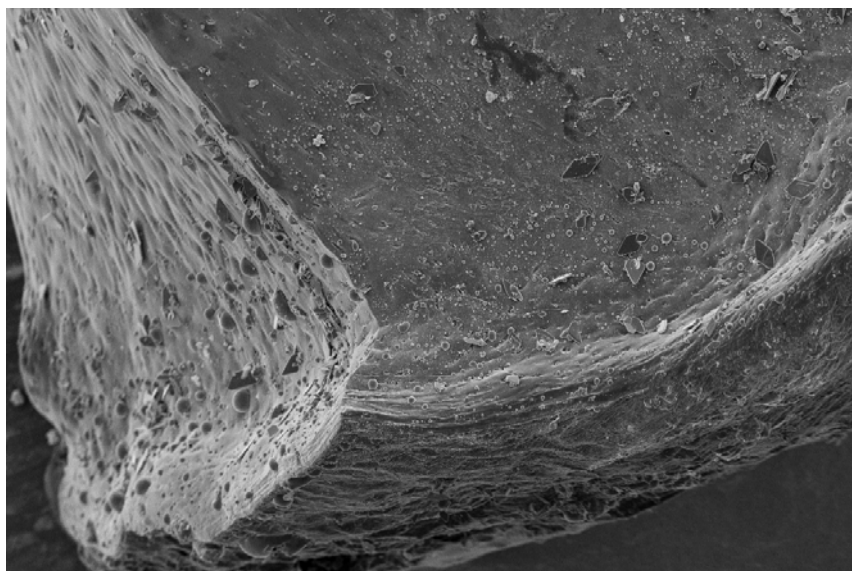
- Kłykcie stawu kolanowego uznane za anatomicznie poprawne różniły się w znaczący sposób od zdegenerowanych głów kości udowych pod względem stanu powierzchni.
- Najmniejsze zmiany, w porównaniu z próbkami wzorcowymi wykazały głowy oznaczone symbolami P-3 i P-4. Wprawdzie tak jak pozostałe, zdegenerowane głowy charakteryzowały się zmienioną barwą chrząstki, stwierdzono na nich również narośla i nierówności, jednak były one zdecydowanie najmniejsze spośród wszystkich zaobserwowanych na badanych obiektach. Narośla i deformacje występowały wokół szyjki kości udowej a nie na powierzchni stawowej. Niewielkie były również ubytki chrząstki, zachowała ona niezmienną grubość na całej powierzchni stawowej.
- Kolejną pod względem uszkodzeń okazała się głowa P-1. Powierzchnia chrząstki była matowa i przebarwiona, posiadała narośla i zniekształcenia, szczególnie w pobliżu wierzchołka, jednak żaden z ubytków chrząstki nie był zbyt rozległy, ani nie sięgał do powierzchni kości korowej.
- Głowa oznaczona symbolem P-2 miała podobny charakter uszkodzeń jak P-1, z tą różnicą, że ubytki i uszkodzenia są bardzo rozległe zmniejszając znacznie grubość chrząstki na powierzchni stawowej. Zaobserwowano obszary gdzie warstwa chrząstki była całkowicie usunięta z powierzchni stawowej odsłaniając kość korową.
- Największym uszkodzeniom chrząstki stawowej uległa głowa oznaczona symbolem P-5. Na próbce tej, cała powierzchnia stawowa pozbawiona była chrząstki. Odsłonięta kość korowa doznała wielu uszkodzeń, była krucha i łamliwa.

## 5.2. Obserwacje mikroskopowe struktury chrząstki stawowej.

### 5.2.1. Opis obserwowanych próbek.

Obserwacji struktury chrząstki stawowej dokonano przy użyciu mikroskopu skaningowego. Pobrane próbki chrząstki stawowej wraz z fragmentem kości miały kształt sześciścianu o boku 3mm. Wstępne obserwacje dokonywano zarówno na przekrojach jak i na powierzchniach chrząstki stawowej, przy powiększeniach: 120x, 350x, 500x, 1000x, 3000x i 5000x. Dla zaobserwowania różnic w strukturze obserwowanego materiału najbardziej przydatnym okazało się powiększenie 120x, które zastosowano w badaniu zasadniczym

Przekrój chrząstki kłykcia stawu kolanowego M-45.

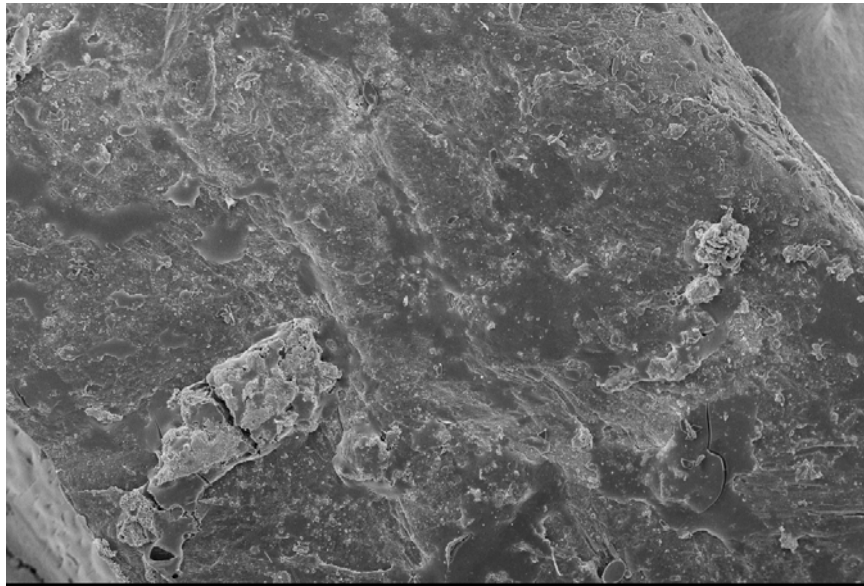


Rys. 27. Przekrój chrząstki odniesienia M-45, powiększenie 120x.

Na rysunku 27 widoczny jest przekrój przez chrząstkę pochodzącą z kłykcia stawu kolanowego przy powiększeniu 120x. Została ona oznaczona symbolem M-45 i podobnie jak przy obserwacji makroskopowej spełniała rolę chrząstki odniesienia. Na próbce obserwujemy charakterystyczne ułożenie włókien, równoległe do powierzchni chrząstki w obrębie warstwy powierzchniowej, oraz prostopadłe w głębi chrząstki. Chrząstka ma znaczną grubość (około 2mm, zgodnie z obserwacjami z poprzedniego rozdziału) i płynnie przechodzi w warstwę zwapnioną. Nie obserwujemy tu, zatem struktury kości gąbczastej, brak jest również wyraźnych, głębokich ubytków. Struktura chrząstki jest zwarta. Na zdjęciu powierzchni chrząstki, rys. 28, podobnie jak na

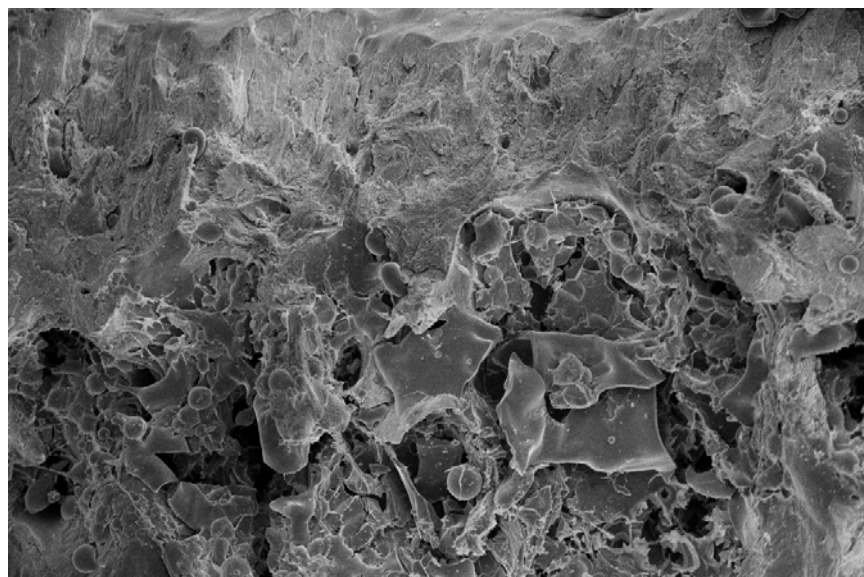


przekroju nie obserwujemy ubytków, co potwierdza wcześniejsze obserwacje makroskopowe.



Rys. 28. Powierzchnia chrząstki odniesienia M-45, powiększenie 120x.

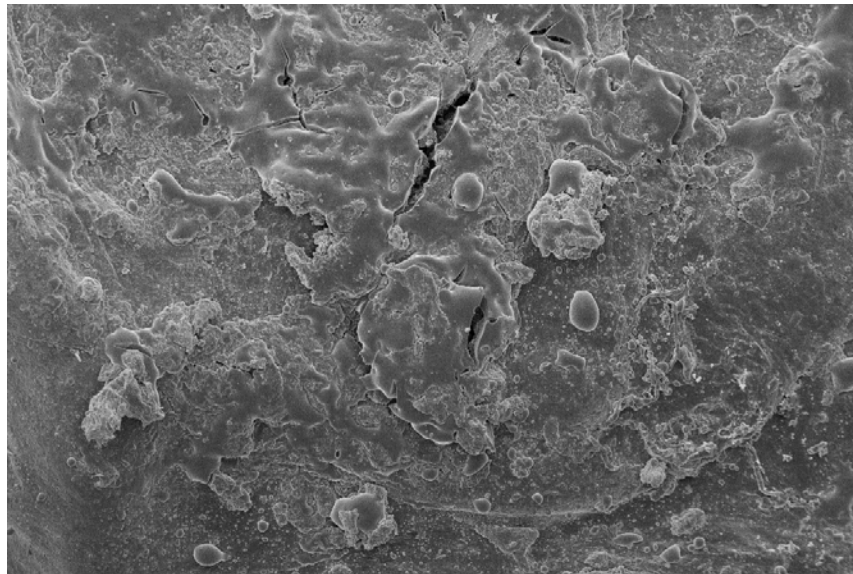
Przekrój chrząstki głowy kości udowej P-1.



Rys. 29. Przekrój chrząstki P-1, powiększenie 120x.

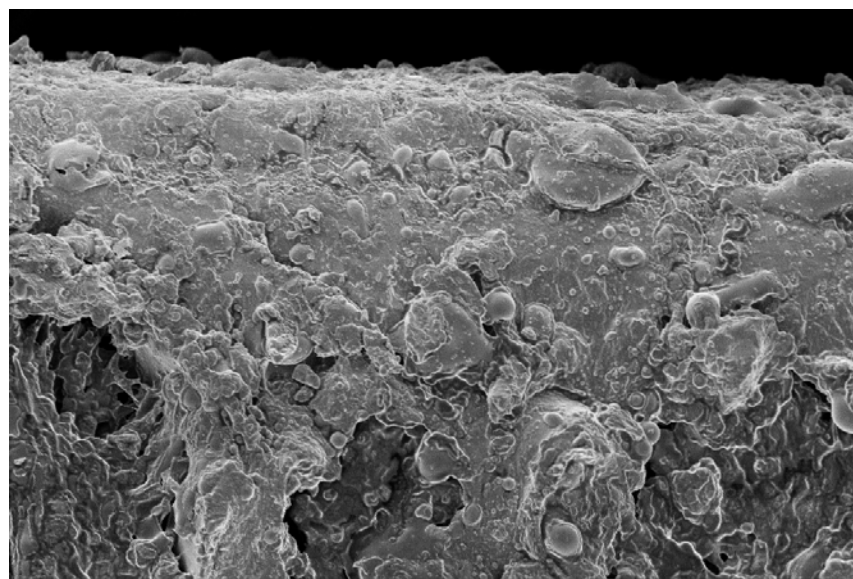
Przekrój przez chrząstkę stawową głowy kości udowej oznaczonej symbolem P-1 przedstawiony został na rysunku 29. W odróżnieniu od próbki odniesienia nie obserwujemy tu zwartej struktury, i nie można wyróżnić jej ukierunkowania. Powierzchnia próbki to warstwa zwapniona chrząstki przechodząca w kość korową, pod którą obserwujemy kość gąbczastą. Na próbce nie występuje, zatem

chrząstka w swoim anatomicznym kształcie a jedynie to, co z niej pozostało po chorobie zwyrodnieniowej. Powierzchniowe warstwy chrząstki uległy oderwaniu natomiast dolne przekształciły się w warstwę zwapnioną przypominającą kość korową. Powierzchnia chrząstki widoczna na rys. 30, pozornie nie odbiega w znaczący sposób od próbki odniesienia. Nie obserwujemy tu większych ubytków. Różnicą są jedynie widoczne dwie niewielkich rozmiarów szczeliny. Pamiętać jednak należy, że jest to w zasadzie powierzchnia kości a nie chrząstki, zatem pomimo podobieństw w stanie powierzchni jej właściwości tribologiczne są znacząco różne.



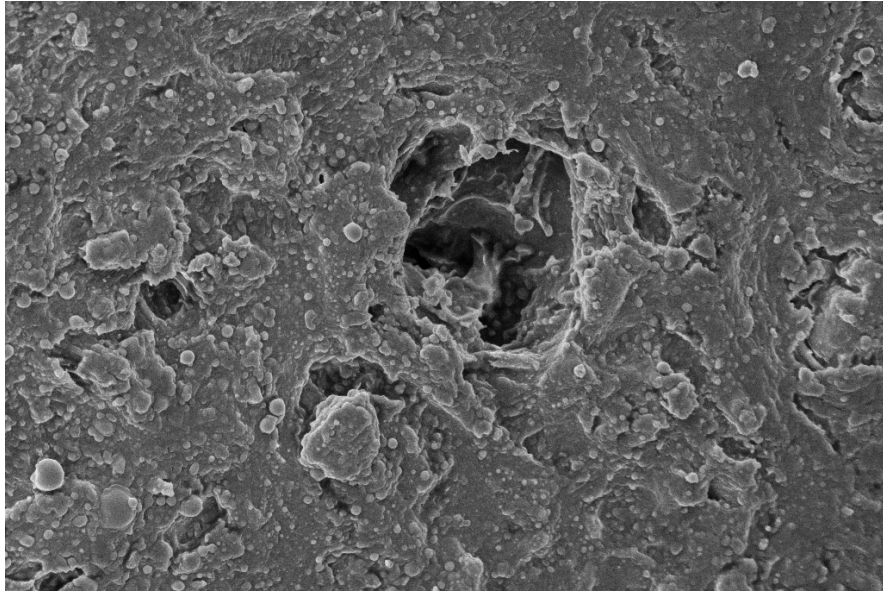
Rys. 30. Powierzchnia chrząstki P-1, powiększenie 120x.

Przekrój chrząstki głowy kości udowej P-2.



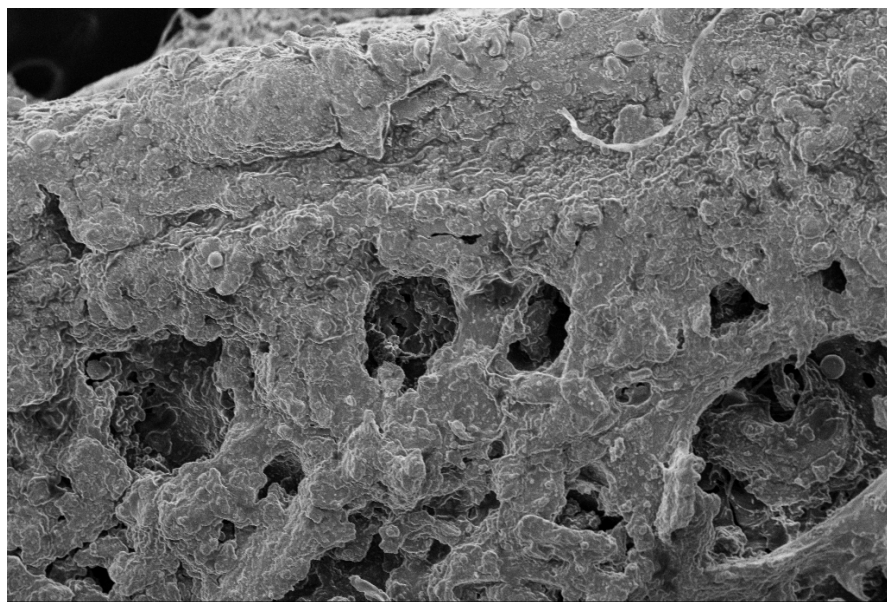
Rys. 31. Przekrój chrząstki P-2, powiększenie 120x.

Rysunek 31 przedstawia przekrój przez chrząstkę oznaczoną symbolem P-2. Podobnie jak w przypadku próbki P-1 nie odnajdziemy na tym obrazie charakterystycznego dla próbki odniesienia ukierunkowania struktury chrząstki. Pod stosunkowo cienką warstwą zwapnioną, grubości około 1mm, rozpoczyna się kość gąbczasta. Obraz powierzchni głowy kości udowej przedstawia odmienny widok od dotychczas obserwowanych. Widoczne są głębokie ubytki o nieregularnym kształcie, brak natomiast pęknięć występujących na powierzchni próbki P-1.

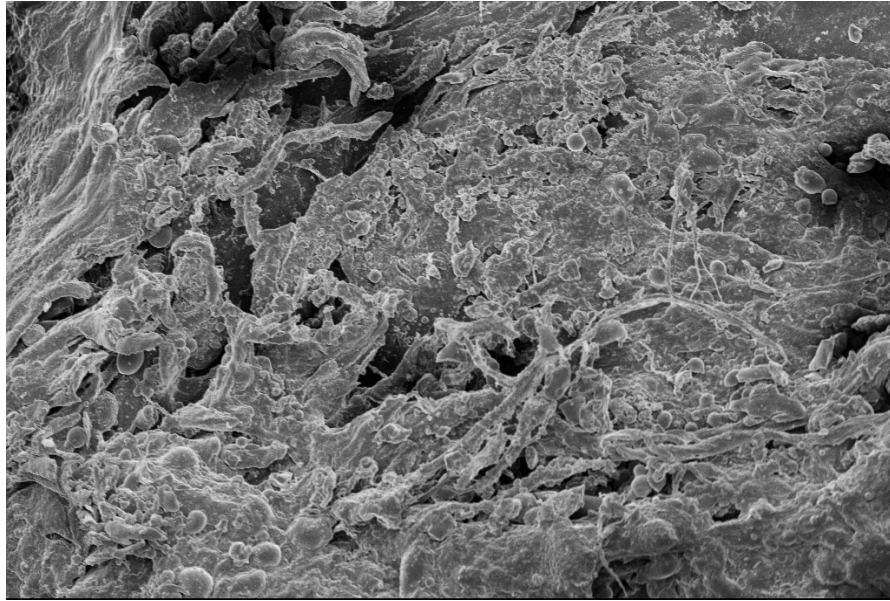


Rys. 32. Powierzchnia chrząstki P-2, powiększenie 120x.

Przekrój chrząstki głowy kości udowej P-3.



Rys. 33. Przekrój chrząstki P-3, powiększenie 120x.



Rys. 34. Powierzchnia chrząstki P-3, powiększenie 120x.

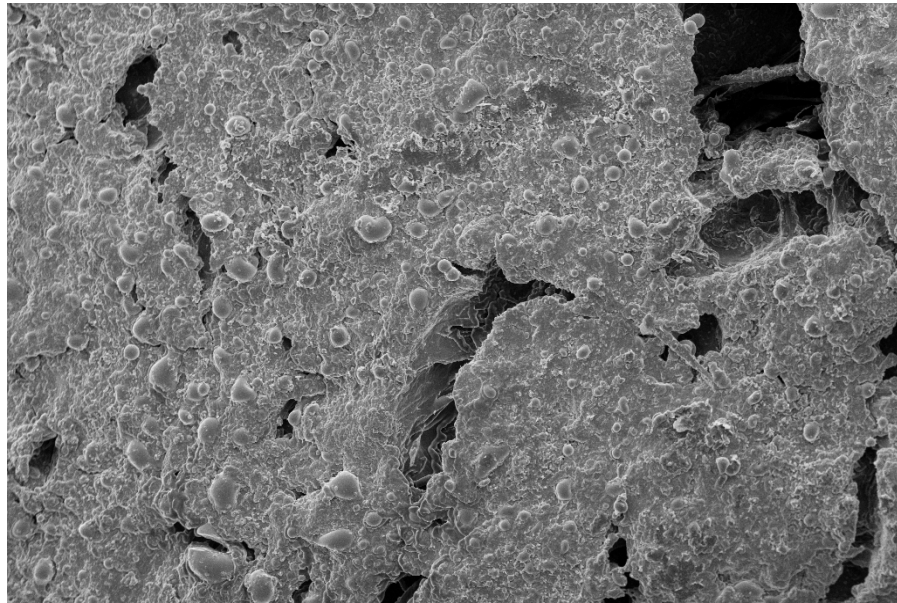
Przekrój próbki P-3 przedstawiony na rysunku 33, przypomina próbkę P-2. Grubość obserwowanej warstwy zwapnionej wynosi tutaj około 1mm, pod nią obserwujemy rzadką kość gąbczastą. Na obserwowanym wycinku próbki, chrząstka w swoim stanie anatomicznym zanikła a struktury kostne są bardzo osłabione przez zmiany zwyrodnieniowe. Powierzchnię stawową, jak przedstawiono na rys. 34, tworzą porozrywane, chaotycznie ułożone włókna, pomiędzy którymi obserwujemy głębokie szczeliny. Struktura powierzchni jest strzępiasta, odbiega swym wyglądem od wcześniej obserwowanych próbek.

Przekrój chrząstki głowy kości udowej P-4.



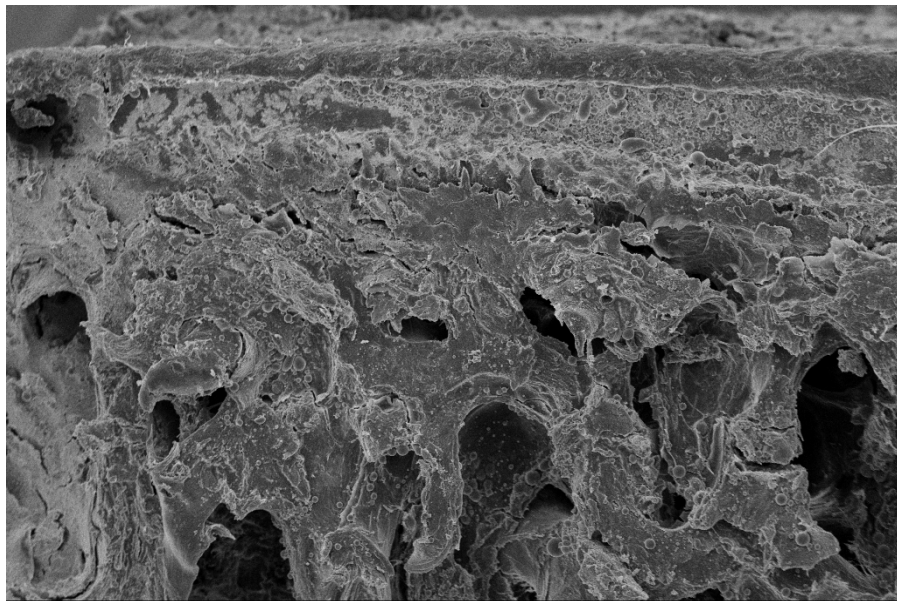
Rys. 35. Przekrój chrząstki P-4, powiększenie 120x.

Na obrazie przekroju próbki P-4, rys. 35 podobnie jak na poprzednich próbkach patologicznych, wyróżnić możemy dwie warstwy, cienką warstwę zwapnioną połączoną z kością korową, w tym przypadku o grubości około 1mm, oraz warstwę rzadkiej kości gąbczastej. Na powierzchni obserwowanej próbki, rys. 36, obserwujemy liczne i głębokie pęknięcia. Jest to zjawisko nie obserwowane wcześniej na żadnej z próbek.



Rys. 36. Powierzchnia chrząstki P-4, powiększenie 120x.

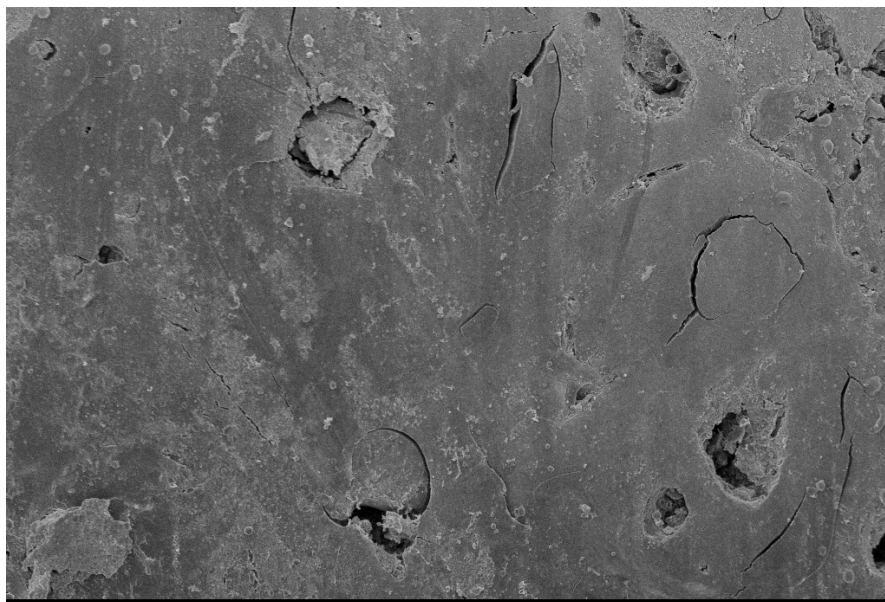
Przekrój chrząstki głowy kości udowej P-5.



Rys. 37. Przekrój chrząstki P-5, powiększenie 120x.



Przekrój próbki P-5, przedstawiony na rys. 37, przedstawia obraz typowy dla próbek zdegenerowanych. Występująca tu cienka warstwa zwapniona wraz z kością korową o grubości około 1 mm, przechodzi w rzadką kość gąbczastą. Nie obserwujemy tu chrząstki w jej anatomicznym kształcie. Na powierzchni, rys. 38, będącej w zasadzie powierzchnią kości korowej, obserwujemy liczne ubytki o kolistym kształcie a także długie i wąskie pęknięcia.



Rys. 38. Powierzchnia chrząstki P-5, powiększenie 120x.

### 5.2.2. Podsumowanie wyników obserwacji mikroskopowych.

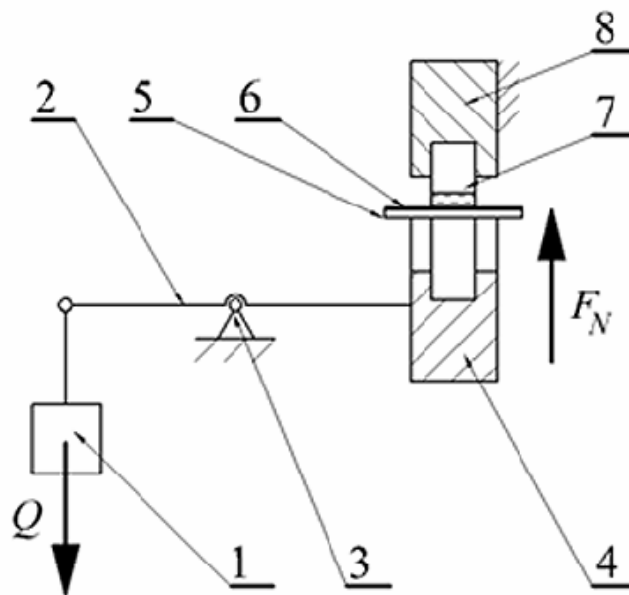
- Żaden z obserwowanych przekrojów próbek zdegenerowanych nie przypominał przekroju próbki odniesienia. Jedynie na próbce odniesienia stwierdzono występowanie chrząstki stawowej, w anatomicznym rozumieniu tego określenia i zaobserwowano ukierunkowaną strukturę włóknistą. Wszystkie pozostałe przekroje próbek pozbawione są chrząstki stawowej w jej anatomicznym kształcie.
- Charakterystyczną cechą próbek zdegenerowanych była występująca na wszystkich spośród nich cienka warstwa chrząstki zwapnionej przechodząca w kość korową. Miała ona zazwyczaj grubość około 1mm. Poniżej występowała kość gąbczasta, była ona z reguły rzadka a przez to osłabiona.
- Jedyną próbką, której obraz powierzchni zbliżony był do obrazu powierzchni próbki odniesienia była próbka P-1. Na obserwowanym fragmencie powierzchni stwierdzono tylko jedną, niewielkich rozmiarów, w porównaniu z innymi próbkami zdegenerowanymi, szczelinę.
- Na próbkach P-2 i P-4 stwierdzono istnienie głębokich i rozległych ubytków i uszkodzeń o kształcie kolistym lub w postaci szczelin.

- Powierzchnia próbki P-3 posiadała strzępiastą, włóknistą strukturę, nie obserwowaną gdzie indziej.
- Powierzchnia próbki P-5 to powierzchnia kości korowej. Jest ona gładka, występują na niej jednak uszkodzenia w postaci wgnieceń o kształcie kolistym a także znaczna ilość długich i wąskich pęknięć.

### 5.3. Pomiary pola styku.

#### 5.3.1. Stanowisko i przebieg pomiaru.

Pomiarów wielkości i kształtu pola styku dokonywano po wycięciu i rozmrożeniu próbek kostnych wraz z chrząstką stawową. Przygotowana w opisany powyżej sposób próbka oznaczona na rys. 39 jako 7 mocowana była w uchwycie górnym 8. Następnie na powierzchnię stawową nanoszona była cienka warstwa tuszu kreślarskiego przy pomocy nasączonej nim gąbki. Do uchwytu dolnego stanowiska badawczego 4 przymocowana była płytką stalową 5, modelująca nieodkształcalną powierzchnię, do niej przytwierdzono kalkę techniczną 6. Za pomocą dźwigni 2 zamocowanej na przegubie 3 obciążeniem  $Q$  wywierano siłę nacisku  $F_N$ . Próbkę i nieodkształcalną powierzchnię doprowadzano do styku pod przyjętymi obciążeniami przez okres 3 sekund. Tak krótki czas wybrano z uwagi na ograniczenie wpływu pełzania chrzątki pod obciążeniem na uzyskane wyniki. Następnie rozdzielano od siebie chrząstkę i powierzchnię oporową, nanoszono nową warstwę tuszu i powtarzano pomiar. W celu sprawdzenia powtarzalności wyników, pomiar przy jednym obciążeniu realizowany był trzykrotnie.



Rys. 39. Schemat układu obciążającego do pomiaru wielkości i kształtu pola styku.

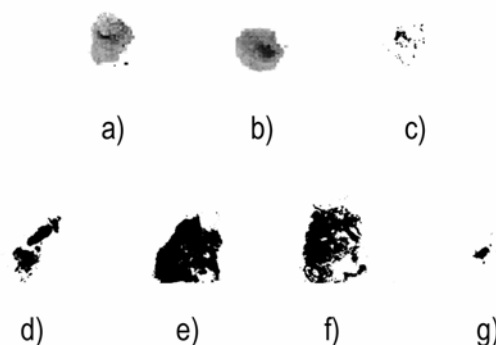
Siły nacisku, którymi obciążano powierzchnię stawową zawierały się w przedziale  $0 \div 105\text{N}$  i miały wartości identyczne z siłami obciążającymi zastosowanymi następnie podczas pomiarów momentu tarcia.

Próbki nasączone tuszem kreślarskim, wykorzystywano następnie przy pomiarach struktury geometrycznej powierzchni. Do pomiarów momentu tarcia posłużono się próbkami nie nasączanymi tuszem.

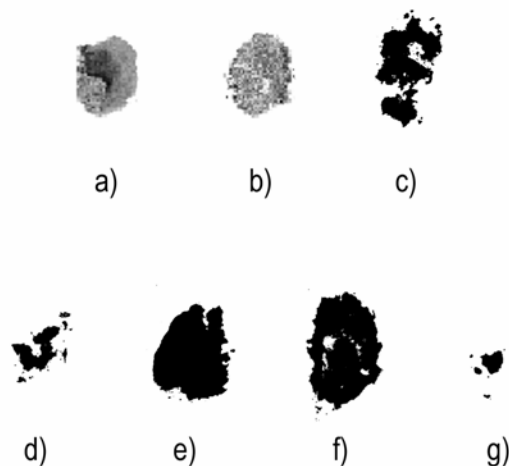


### 5.3.2. Wyniki pomiarów wielkości i kształtu pola styku.

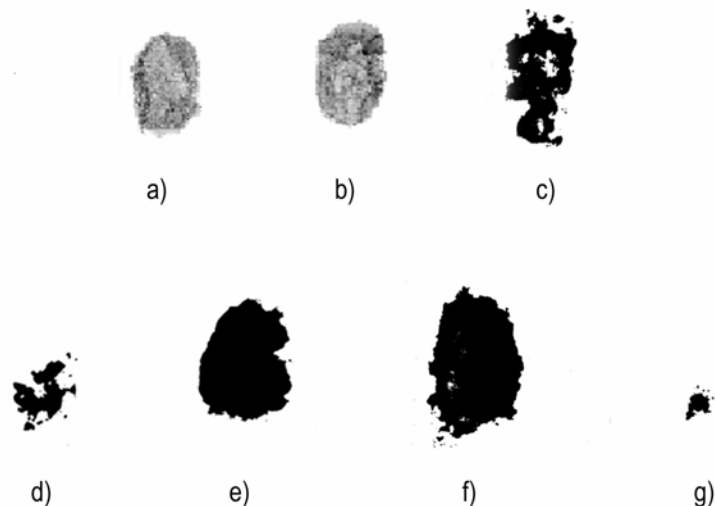
W wyniku przeprowadzonych doświadczeń uzyskano odciski pola styku powstającego przy obciążaniu próbek przyjętymi siłami. Przykładowe odciski przedstawiono na rys. 40÷42. Można na nich zaobserwować, że wraz ze wzrostem siły obciążającej zmienia się nie tylko wielkość, ale i kształt pola styku.



Rys. 40. Odciski pól styku dla siły obciążającej  $F_N = 0$  N gdzie:  
a) próbka M-45; b) próbka M-52; c) próbka P-1; d) próbka P-2; e) próbka P-3;  
f) próbka P-4 g) próbka P-5



Rys. 41. Odciski pól styku dla siły obciążającej  $F_N = 26$  N gdzie:  
a) próbka M-45; b) próbka M-52; c) próbka P-1; d) próbka P-2; e) próbka P-3;  
f) próbka P-4 g) próbka P-5



Rys. 42. Odciski pól styku dla siły obciążającej  $F_N = 78$  N gdzie:  
 a) próbka M-45; b) próbka M-52; c) próbka P-1; d) próbka P-2; e) próbka P-3;  
 f) próbka P-4 g) próbka P-5

Wyznaczenie wielkości pola styku  $S$  pozwoliło na obliczenie średniego nacisku  $p$  jaki wywierają na siebie współpracujące próbki. Uzyskane wyniki z powyższych badań zebrano w tabelach 4, 5 oraz przedstawiono na rysunkach 43÷56. Słupki błędów przedstawione na wykresach są odchyleniami standardowymi z wyników uzyskanych dla trzech pomiarów.

siła nacisku $F_N$ [N]	pole styku $S$ [mm <sup>2</sup> ]						
	M-45	M-52	P-1	P-2	P-3	P-4	P-5
0	27	29	23	17	61	59	2
7	43	44	33	19	69	82	2
13	50	49	45	16	85	106	4
20	53	54	60	13	99	108	4
26	60	61	68	19	97	110	5
33	71	70	70	22	103	126	4
39	72	69	77	19	103	120	5
46	75	77	70	21	109	124	5
52	81	83	65	25	105	126	5
65	86	83	79	24	106	125	5
78	92	90	81	26	104	132	5
91	94	92	90	24	112	132	5
105	96	98	89	26	111	137	7

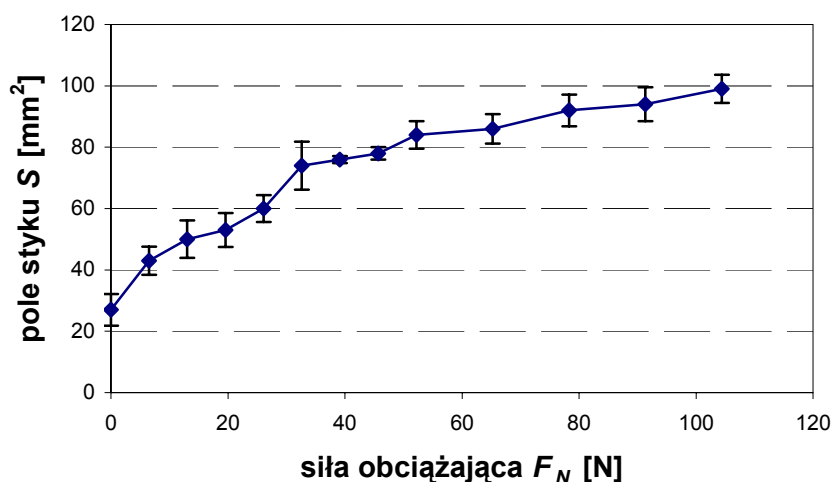
Tabela. 4. Uzyskane wielkości pola styku dla poszczególnych sił obciążających

Celem pomiarów wielkości i kształtu pola styku było określenie i oszacowanie makrouszkodzeń, nie było zatem istotne do jakiego kształtu powierzchni oporowej dociskamy próbkę, pod warunkiem że wszystkie z zastosowanych powierzchni oporowych będą takie same. Ze względu na ograniczenia metody wynikające głównie z jej niewielkiej dokładności otrzymane wyniki posłużyć mogą jedynie do oceny jakościowej a nie ilościowej

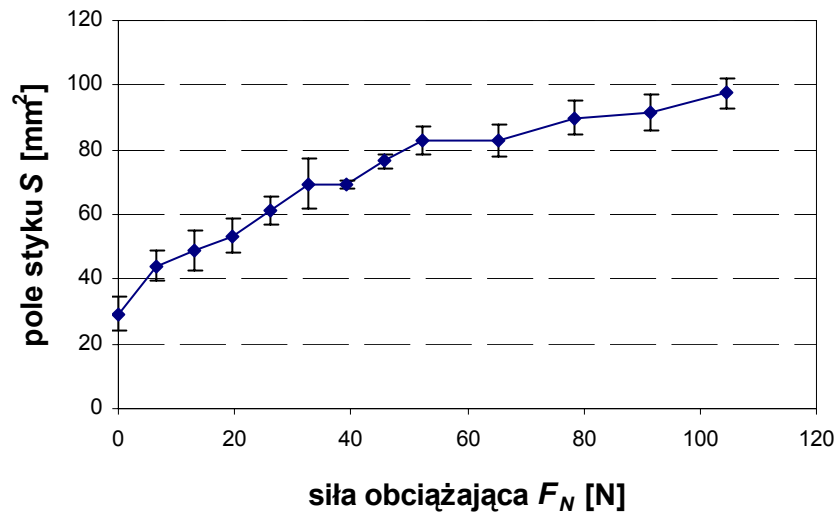
uszkodzeń. Niedokładność metody wynika przede wszystkim z możliwości nierównomiernego nasycenia chrząstek tuszem. Próbki o chrząstce mocno zwapnionej lub jej pozbawionej z pewnością nasączały się tuszem zupełnie inaczej od próbek odniesienia. Celem metody, co zostało osiągnięte, było zaobserwowanie rozległych i głębokich ubytków na próbkach zdegenerowanych. Ubytki ujawniły się głównie przy mniejszych wartościach sił docisku. Doświadczenie to uzupełnia, zatem informacje o makrouszkodzeniach uzyskane z obserwacji makroskopowych.

siła nacisku $F_N$ [N]	nacisk $P$ [MPa]						
	M-45	M-52	P-1	P-2	P-3	P-4	P-5
0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,0
7	0,16	0,15	0,15	0,35	0,07	0,06	2,6
13	0,26	0,27	0,22	0,80	0,12	0,09	2,2
20	0,38	0,37	0,25	1,45	0,15	0,14	4,1
26	0,43	0,43	0,29	1,35	0,20	0,18	4,2
33	0,46	0,47	0,35	1,46	0,24	0,19	6,8
39	0,54	0,56	0,38	2,04	0,28	0,24	5,7
46	0,61	0,60	0,49	2,16	0,32	0,28	6,8
52	0,64	0,63	0,60	2,10	0,37	0,31	7,3
65	0,76	0,79	0,62	2,72	0,46	0,39	9,1
78	0,85	0,87	0,73	3,04	0,57	0,44	11,7
91	0,97	1,00	0,76	3,87	0,61	0,52	12,8
105	1,09	1,07	0,89	3,98	0,71	0,57	11,9

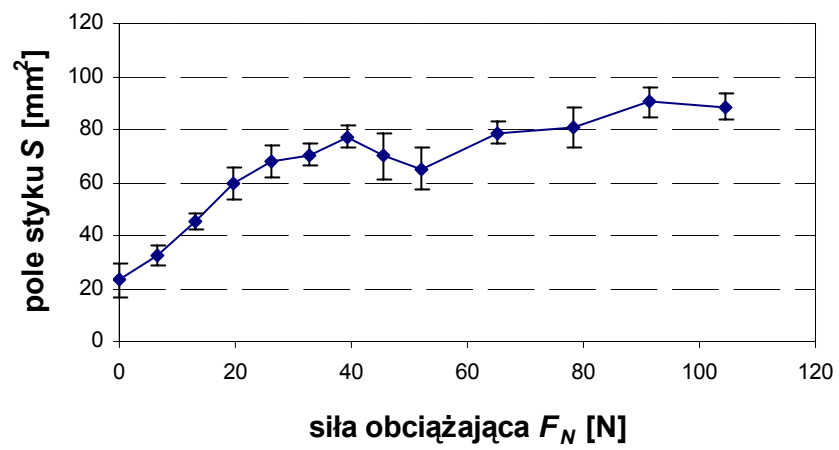
Tabela 5. Uzyskane wartości średniego nacisku w polu styku dla poszczególnych sił obciążających



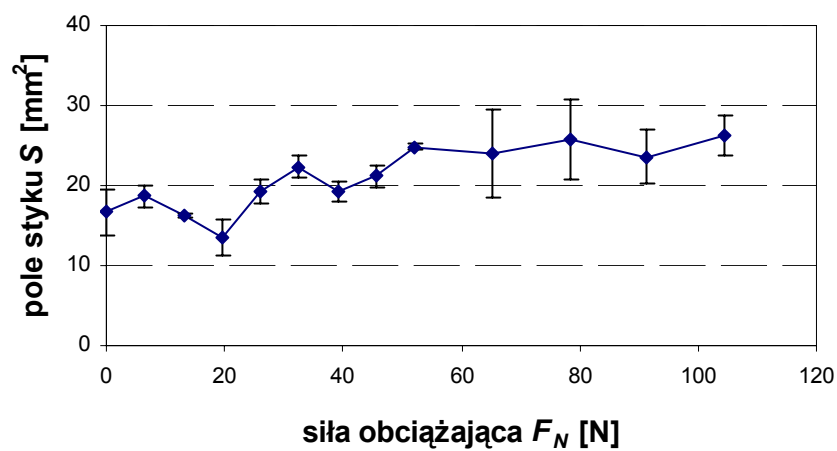
Rys. 43. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki M-45.



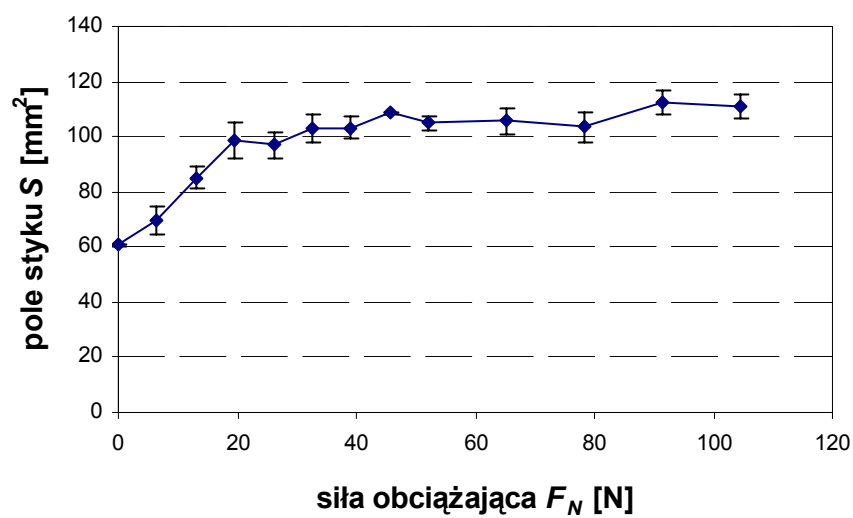
Rys. 44. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki M-52.



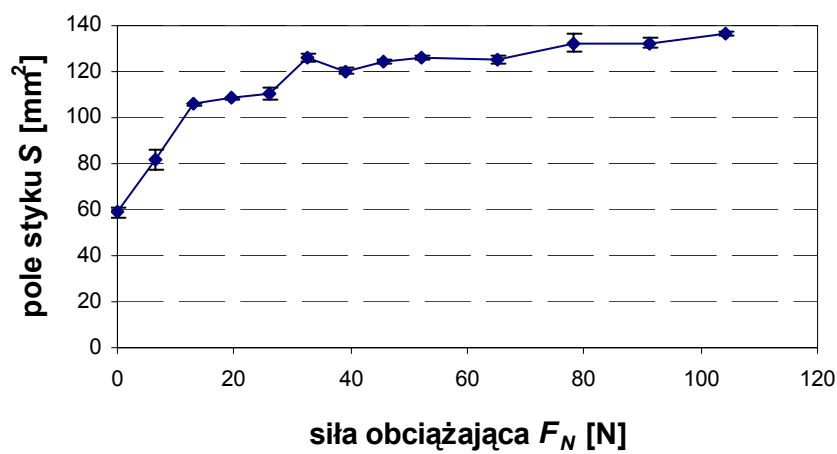
Rys. 45. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-1.



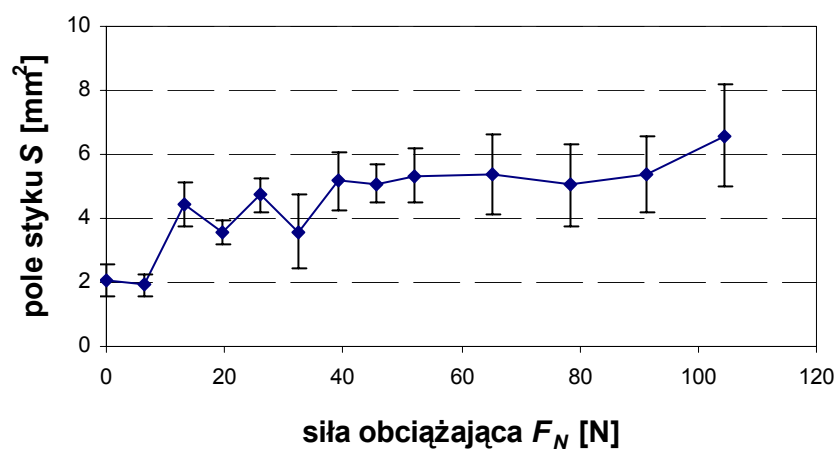
Rys. 46. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-2.



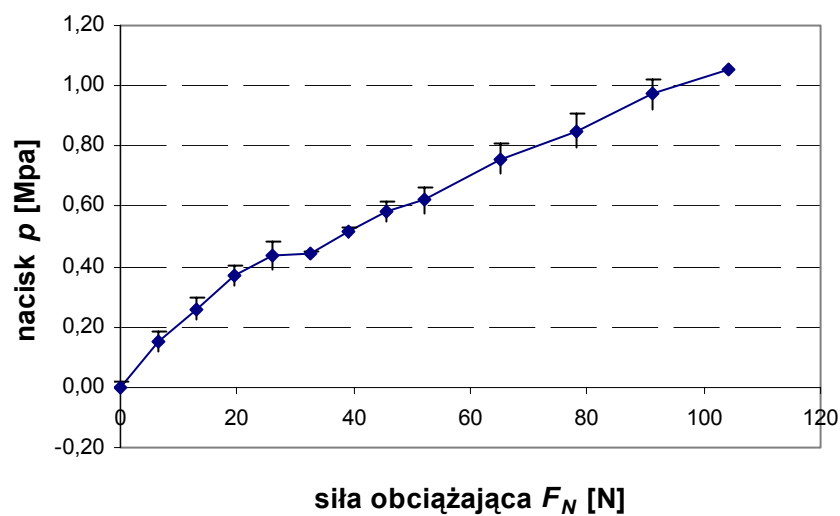
Rys. 47. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-3.



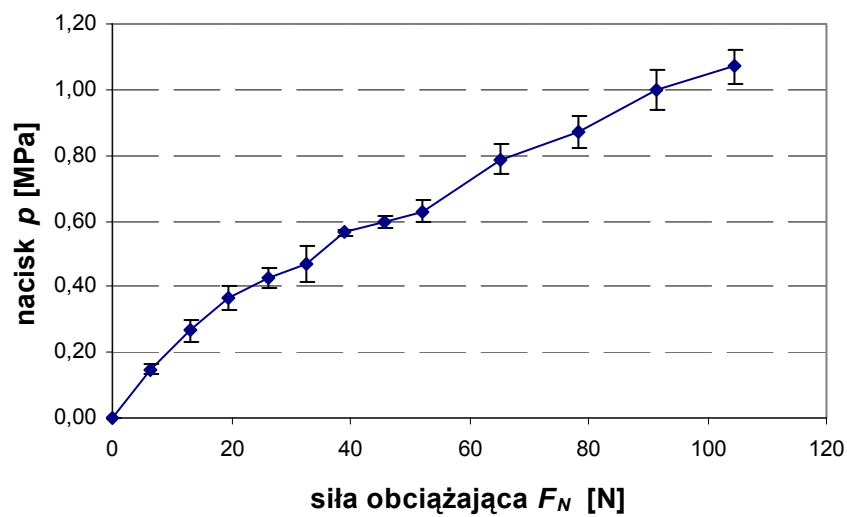
Rys. 48. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-4.



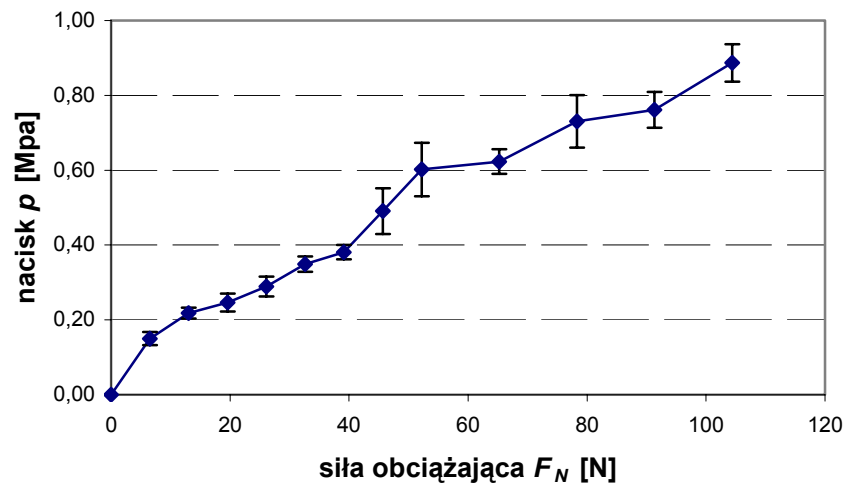
Rys. 49. Średnia wielkość pola styku  $S$  w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-5.



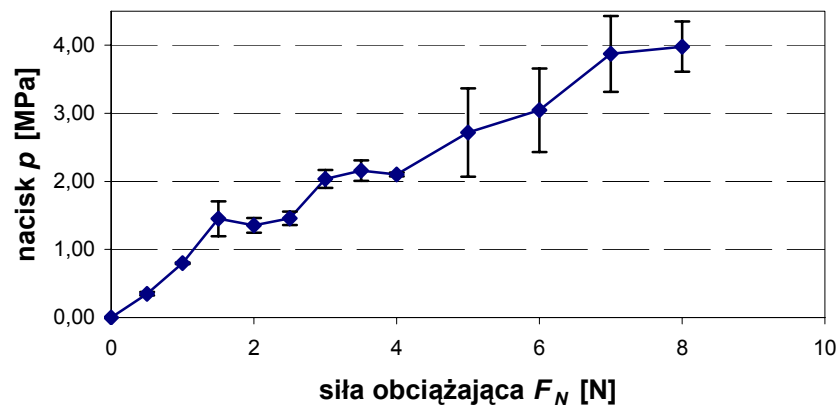
Rys. 50. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki M-45.



Rys. 51. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki M-52.

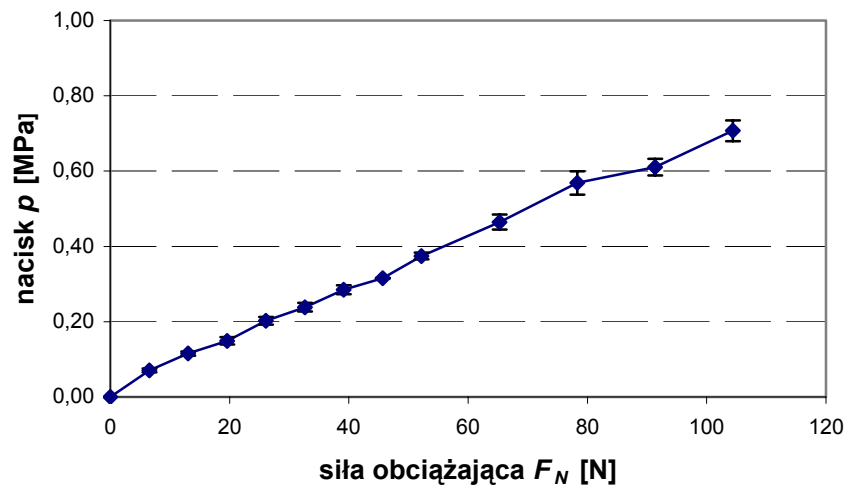


Rys. 52. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-1.

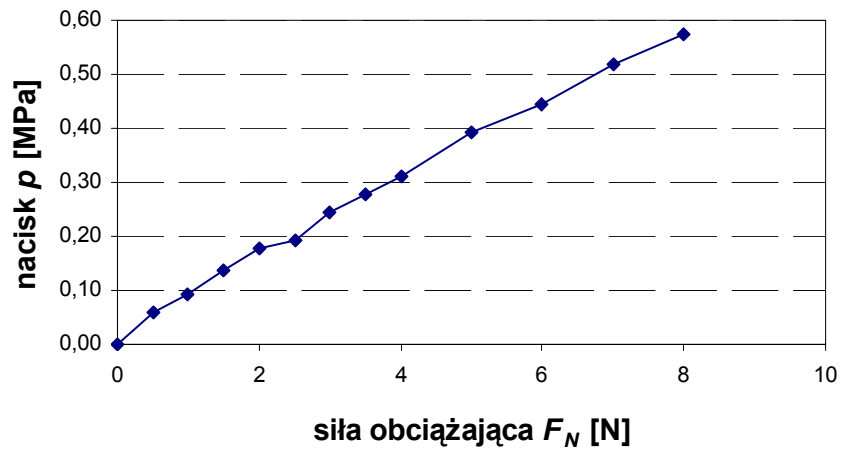


Rys. 53. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-2.

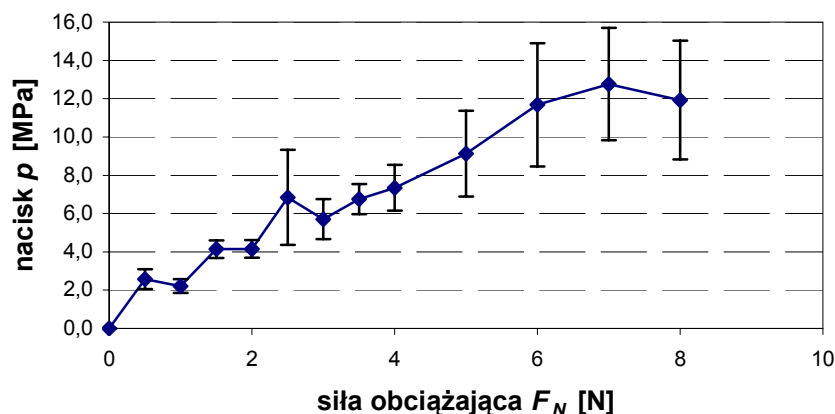




Rys. 54. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-3.



Rys. 55. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-4.



Rys. 56. Średnia wartość nacisku  $p$  w polu styku w funkcji siły obciążającej  $F_N$  dla próbki P-5.

### 5.3.3. Podsumowanie pomiarów wielkości i kształtu pola styku.

Na podstawie przeprowadzonych pomiarów stwierdzono, że:

- Wielkość i kształt pól styku dla próbek z chrząstką zdegenerowaną znacznie odbiega od rezultatów uzyskanych dla chrząstek zdrowych. W przypadku próbek P-1, P-2 i P-5 przez cały cykl obciążania uzyskiwano nieregularne kształty pola styku a przy mniejszych wartościach siły obciążającej uzyskiwano odcisk składający się z kilku oddzielnych fragmentów. Widoczne są tam również obszary wewnątrz pola styku, na których jednak nie dochodzi do kontaktu powierzchni. O ile przy wzrastającej sile obciążającej osobne fragmenty pola styku łączą się ze sobą, to nie odnosi się to do wewnętrznych obszarów gdzie kontakt nie nastąpił. W szczególności na próbce P-1 obszary takie widoczne są nawet przy maksymalnym obciążeniu.
- Dla próbki P-1 uzyskano zbliżone wielkości pola styku dla poszczególnych sił obciążających do tych uzyskanych dla próbek ze zdrową chrząstką stawową. W podobny sposób narastała też wielkość pola styku. Dla próbek M-45 i M-52 było to spowodowane prawdopodobnie znaczną grubością chrząstki oraz jej nie zmienioną sztywnością. W przypadku próbki P-1 za liniowy przyrost wielkości pola styku odpowiedzialny może być nieregularny kształt pola styku, początkowo złożony z kilku osobnych fragmentów. Stąd pomimo utraty sztywności chrząstki stawowej wielkość pola styku nie zbliża się asymptotycznie do ustalonej wartości (w zakresie zastosowanych sił obciążających) tak jak ma to miejsce dla pozostałych próbek zdegenerowanych.
- W przypadku próbki P-2 uzyskano o około 75% mniejszą wielkość pola styku niż dla próbek pochodzących z chrząstek zdrowych lub dla próbki P-1. Jednocześnie średnia wartość nacisku w polu styku była w przybliżeniu

trzykrotnie większa niż dla wspomnianych wcześniej próbek. Spowodowane było to niewielką grubością chrząstki. Spostrzeżenie to potwierdza fakt, iż w całym cyklu obciążania przyrost wielkości pola styku, w stosunku do jego wartości początkowej jest niewielki, w porównaniu do rezultatów uzyskanych dla próbek M-45 i M-52. Znacznie mniejsze niż dla próbek odniesienia było pole styku, jego nieznaczny przyrost podczas obciążania, oraz znaczna średnia wartość nacisku dowodzą istnienia cienkiej warstwy odkształcalnej (chrząstki) na twardej powierzchni (kość korowa). Podobne zjawisko zaobserwowano na powierzchni próbki P-5, która całkowicie pozbawiona była chrząstki. W tym przypadku, uzyskano czternastokrotnie mniejsze pole styku niż dla próbek wzorcowych, jedenastokrotnie większą wartość średniego nacisku, oraz niewielki przyrost pola styku, którego kształt był nieregularny i składał się z kilku fragmentów.

- W przypadku próbek P-3 i P-4 nieregularne kształty pola styku przy mniejszych wartościach, przybierały kształty zbliżone do obserwowanych dla chrząstek zdrowych. Wielkość pól styku jest jednak większa niż w przypadku chrząstek zdrowych. Jak wiadomo ze wzrostem wielkości pola styku wiąże się spadek wartości średniego nacisku, który w tym przypadku był mniejszy o około 35%. Charakterystyczny dla tych próbek jest również przyrost wielkości pola styku. W odróżnieniu od próbek wzorcowych M-45 i M-52, gdzie przyrost ten był niemalże liniowy, tutaj obserwujemy jego bardzo szybkie zwiększanie się na początku cyklu obciążania. W późniejszej fazie, dla sił obciążających większych od około 30N, przyrost wielkości pola styku jest nieznaczny. Ponieważ grubość chrząstek zmierzona na przekroju próbek nie uległa znacznym zmianom w stosunku do próbek odniesienia i wynosiła  $1,5 \div 2\text{mm}$  wysnuto wniosek, że straciła ona znacznie na swojej sztywności. Potwierdza to fakt, iż przy nie zmienionej szerokości próbki (8 mm), uzyskano pola styku o szerokości około 10 mm. Stąd też po początkowo szybkim wzroście pola styku przy niewielkich wartościach siły obciążającej, gdzie obciążenie przenoszone było przez podatną chrząstkę, następował etap bardzo powolnego wzrostu wielkości pola styku, gdy obciążenie przenoszone było przez kość znajdującą się pod chrząstką. Zjawisko to objawiło się wyraźniej na próbce P-4. Na obrazie mikroskopowym dla obydwu chrząstek zaobserwowano bardzo szeroką warstwę zwapnioną. Należy jednak pamiętać o tym, że pomimo iż próbki do obserwacji mikroskopowych pobierano z tych samych głów lub kłykci to były to zaledwie prostopadłościanny o długości boku 3mm. Prezentowane tu zdjęcia z mikroskopu skaningowego, przedstawiają w rzeczywistości obszar w kształcie prostokąta o bokach  $2,5 \times 2\text{mm}$ . Możliwe jest zatem zaobserwowanie na nich dużego ubytku chrząstki, który niekoniecznie musiał również wystąpić na próbce na której przeprowadzono pomiary wielkości i kształtu pola styku.

## 5.4. Pomiary struktury geometrycznej powierzchni.

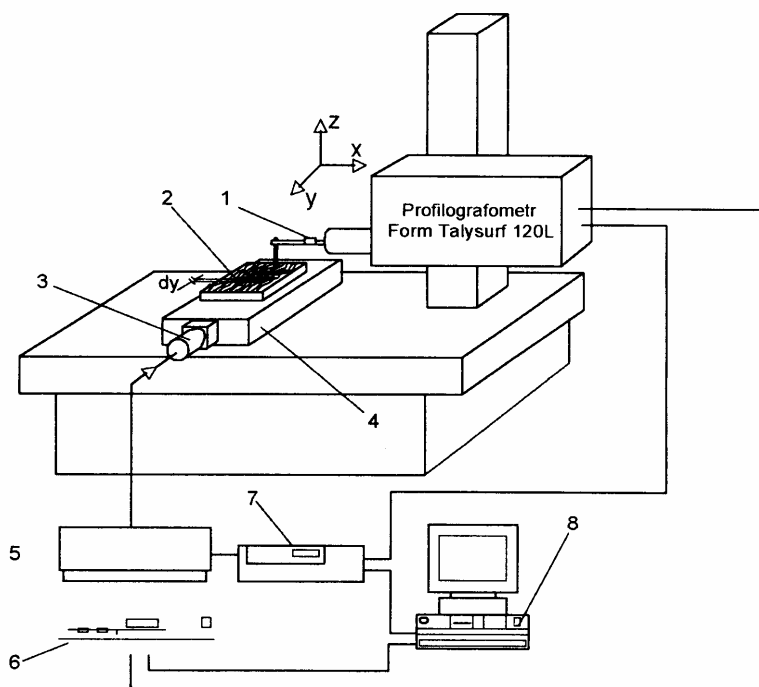
### 5.4.1. Stanowisko i sposoby pomiaru.

Chropowatości powierzchni, a mówiąc ściślej struktura geometryczna powierzchni (SGP) i jej parametry [41] mają istotny wpływ między innymi na:

- procesy tarcia i zużycia
- odkształcenia i wytrzymałość stykową
- koncentrację naprężeń i wytrzymałość zmęczeniową.

Są to procesy ściśle związane z zagadnieniami tribologicznymi, dlatego też zdecydowano się przeprowadzić badania opisujące stan powierzchni poszczególnych próbek. Posłużono się w tym celu aparaturą pomiarową, umożliwiającą analizę powierzchni w układzie trójwymiarowym (3D).

Pomiary struktury geometrycznej powierzchni przeprowadzono na stanowisku badawczym pokazanym na rys. 57. Stanowisko wyposażone jest w profilografometr FORM TALYSURF – 120L firmy Taylor Hobson Limited.



Rys. 57. Schemat układu do stereometrycznych pomiarów mikrostruktury powierzchni:  
1 – końcówka pomiarowa, 2 – powierzchnia mierzona, 3 – silnik krokowy, 4 – stół pomiarowy, 5 – sterowanie stołka, 6 – zasilacz czujnika laserowego, 7 – moduł elektroniczny oprogramowania, 8 – komputer PC

Pomiarów dokonywano na wcześniej przygotowanym odcisku powierzchni chrząstki stawowej. Wycięty fragment kości wraz z chrząstką stawową umieszczano w formie. Następnie zalewano ją szybko wiążącą, oraz mającą dobre własności penetrującą żywicą poliuretanową. Żywice te są powszechnie używane w stomatologii do wykonywania odlewów protez zębowych. Po

utwardzeniu się żywicy, odcisk powierzchni gotowy był do pomiarów. Umieszczano go na przedstawionym na rysunku 57 stanowisku badawczym i rozpoczynano pomiar. Ze względu na charakter uszkodzeń powierzchni (znaczące obszary z głębokimi ubytkami) oraz na możliwości pomiarowe stanowiska ustalono, że mierzony obszar będzie miał kształt kwadratu o bokach długości 3 mm. Gęstość punktów pomiarowych ustalono na 0,01 mm. Charakter uszkodzeń chrząstki – głębokie ubytki o ostrych krawędziach, bardzo często powodowały zacięcie się końcówki pomiarowej. W takim przypadku, pomiar automatycznie był przerywany i konieczne było ponowne jego rozpoczęcie. Ze względu na powyższy fakt zdecydowano się ograniczyć pomiar tylko do jednego obszaru na jednej próbce z każdej pary ciernej. Po dokonaniu pomiaru, za pomocą oprogramowania stanowiska, z uzyskanych wyników odfiltrowano krzywiznę próbek (dokonano spłaszczenia powierzchni). Z uwagi na fakt, że pomiary wykonywane były na odciskach powierzchni, konieczne było również przeprowadzenie lustrzanego odbicia otrzymanego obrazu w celu uzyskania obrazu rzeczywistej powierzchni. Tak przygotowane wyniki badań poddano analizie.

#### 5.4.2. Wyniki pomiarów geometrycznych powierzchni.

Wyniki z przeprowadzonych pomiarów otrzymano w postaci wartości parametrów opisujących SGP, oraz obrazów stereometrycznych mierzonych powierzchni. Stanowisko badawcze, wraz z oprogramowaniem pozwala na uzyskanie szerokiej gamy parametrów: amplitudowych, powierzchniowych, objętościowych, przestrzennych, hybrydowych oraz funkcjonalnych. Ze względu na mnogość dostępnych parametrów konieczny był wybór tych, które są istotne i interesujące w aspekcie wpływu stanu powierzchni na właściwości tribologiczne. Kierując się tym kryterium przyjęto, że takimi parametrami spośród parametrów amplitudowych są:

- **Średnie arytmetyczne odchylenie chropowatości  $Sa$  [ $\mu\text{m}$ ]** – odpowiednik parametru  $Ra$  w pomiarach 2D, średnia arytmetyczna odchylenia chropowatości powierzchni resztkowej w obrębie obszaru próbkowania.

$$Sa = \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^M \eta(x_i, y_j)$$

gdzie:

$MN$  – wielkość macierzy próbkowania,

$\eta(x_i, y_j)$  – punkt o współrzędnych  $x_i, y_j$  na powierzchni resztkowej

- **Średnie kwadratowe odchylenie chropowatości  $Sq$  [ $\mu\text{m}$ ]** – odpowiednik parametru  $Rq$  w pomiarach 2D, średnia kwadratowa odchylenia chropowatości powierzchni resztkowej w obrębie obszaru próbkowania.

$$Sq = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{j=1}^N \sum_{i=1}^M \eta^2(x_i, y_j)}$$

spośród parametrów przestrzennych:

- **Gęstość wierzchołków nierówności powierzchni  $S_{ds}$**  [ilość/mm] – liczba wierzchołków jednostkowego obszaru próbkowania.

$$S_{ds} = \frac{\text{liczba wierzchołków}}{(M-1)(N-1) \cdot \Delta x \cdot \Delta y}$$

- **Wskaźnik tekstury powierzchni  $Str$**  – miara tekstury powierzchni, parametr ten przyjmuje wartości od 0 do 1. Wartości zbliżone do 1 wskazują na SGP o wysokim poziomie izotropowości, wartości zbliżone do 0 są charakterystyczne dla powierzchni anizotropowych.

Spośród parametrów funkcjonalnych:

- **Wskaźnik zatrzymania ciecży przez wgłębienia  $S_{vi}$**  – stosunek objętości pustek jednostkowego obszaru próbkowania poniżej 80% wysokości powierzchni nośnej

Powierzchnia próbki M-45

Próbka M-45 pobrana została z kłykci kości udowej. Maksymalna różnica pomiędzy największym wgłębieniem a najwyższym szczytem wynosi na obszarze próbkowania 240  $\mu\text{m}$ . Pozostałe parametry kształtują się w następujący sposób:

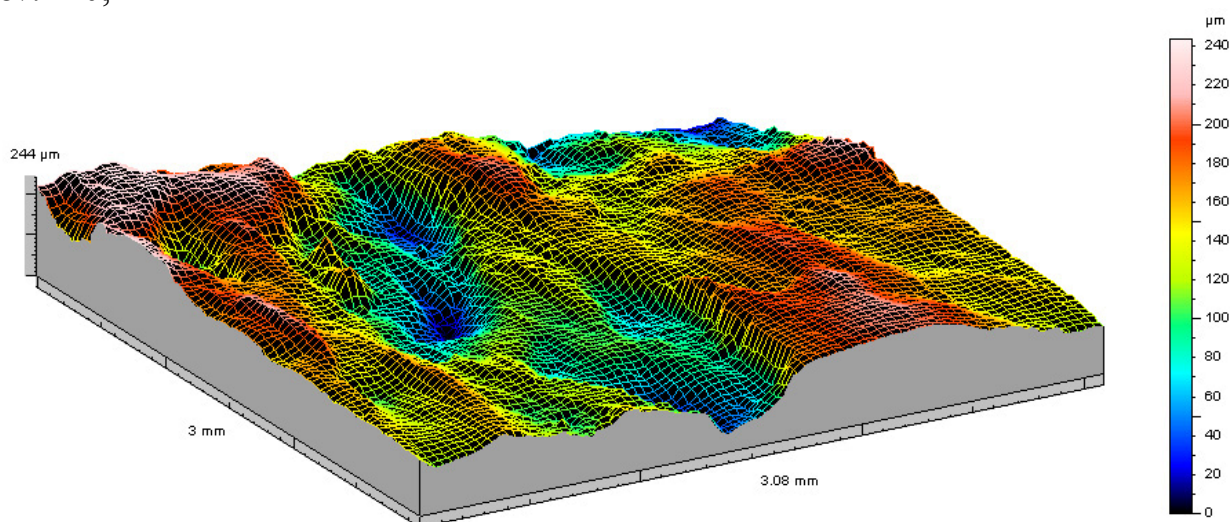
$$S_a = 36,5 \text{ [}\mu\text{m]}$$

$$S_q = 44,9 \text{ [}\mu\text{m]}$$

$$S_{ds} = 107 \text{ ilość wzniesień/mm}^2$$

$$Str = 29\%$$

$$S_{vi} = 0,122$$



Rys. 58. Obraz powierzchni próbki M-45.

Na obrazie przestrzennym powierzchni (rys. 58) możemy zaobserwować kilka wgłębień (głębokość 138  $\mu\text{m}$ ) o niezbyt stromych brzegach, powierzchnia ma łagodny charakter, o czym świadczą niskie parametry  $S_a$  i  $S_q$  (w stosunku do

pozostałych powierzchni), oraz średnia ilość pików na obszarze próbkowania. Parametr  $Str$  wynoszący 29% świadczy o dość znacznej anizotropii, co znajduje potwierdzenie na obrazie przestrzennym SGP, gdzie wyraźnie możemy zaobserwować, że wgłębienia mają postać rowków ułożonych w jednym kierunku. Parametr  $Svi$  o wartości 122 informuje nas o tym, że powierzchnia ta spośród zmierzonych, ma średnią zdolność do utrzymywania cieczy w swoich wgłębieniach.

#### Powierzchnia próbki M-52

Próbka M-52 pobrana została z kłykci kości udowej. Maksymalna różnica pomiędzy największym wgłębieniem a najwyższym szczytem wynosi na obszarze próbkowania 213  $\mu\text{m}$ . Pozostałe parametry kształtują się w następujący sposób:

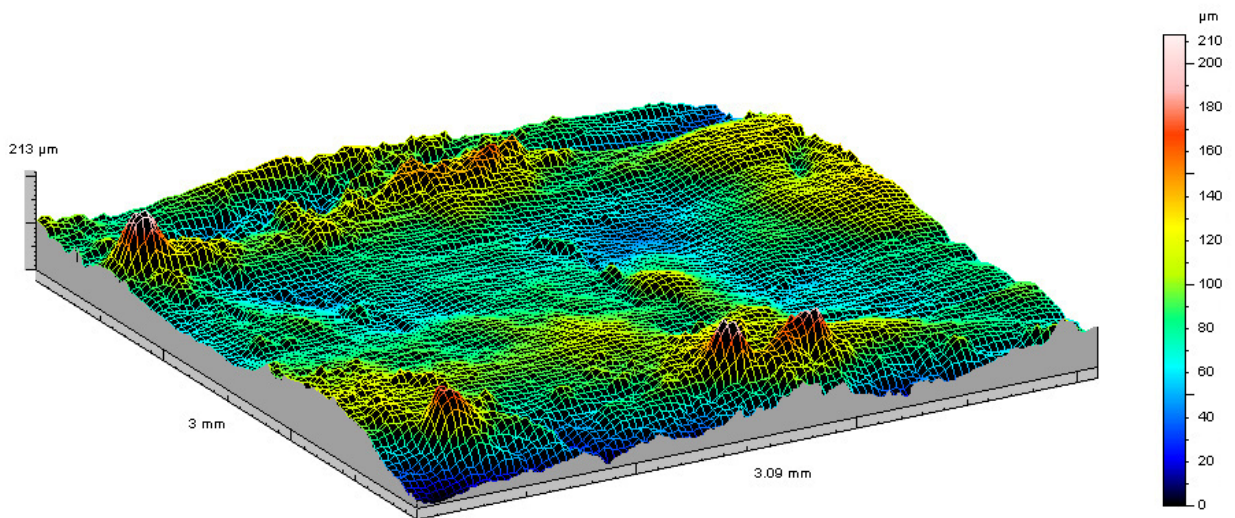
$$Sa = 17,5 [\mu\text{m}]$$

$$Sq = 22,9 [\mu\text{m}]$$

$$Sds = 222 \text{ ilość wzniesień}/\text{mm}^2$$

$$Str = 55,7\%$$

$$Svi = 0,104$$



Rys. 59. Powierzchnia próbki M-52.

Na obrazie przestrzennym powierzchni (rys. 59) możemy zaobserwować kilka ostrych, pojedynczych wzniesień ( wysokość 127  $\mu\text{m}$  ), powierzchnia ma łagodniejszy charakter od powierzchni próbki M-45, na co wskazują niższe parametry  $Sa$  i  $Sq$ . Zdecydowanie wyższa, niemalże dwukrotnie jest średnia ilość wzniesień na milimetrze kwadratowym. Kilka z nich wyróżnia się zdecydowanie pod względem wysokości. Parametr  $Str$  wynoszący 55,7% nie wskazuje na istnienie charakterystycznego kierunku ułożenia nierówności, tak jak miało to miejsce w przypadku próbki M-45. Parametr  $Svi$  o wartości 0,104



informuje nas o tym, że powierzchnia ta spośród zmierzonych, wykazuje średnią zdolność do utrzymywania cieczy w swoich wgłębieniach.

#### Powierzchnia próbki P-1

Próbka P-1 pobrana została z głowy kości udowej. Maksymalna różnica pomiędzy największym wgłębieniem a najwyższym szczytem wynosi na obszarze próbkowania 1690  $\mu\text{m}$ . Pozostałe parametry kształtują się w następujący sposób:

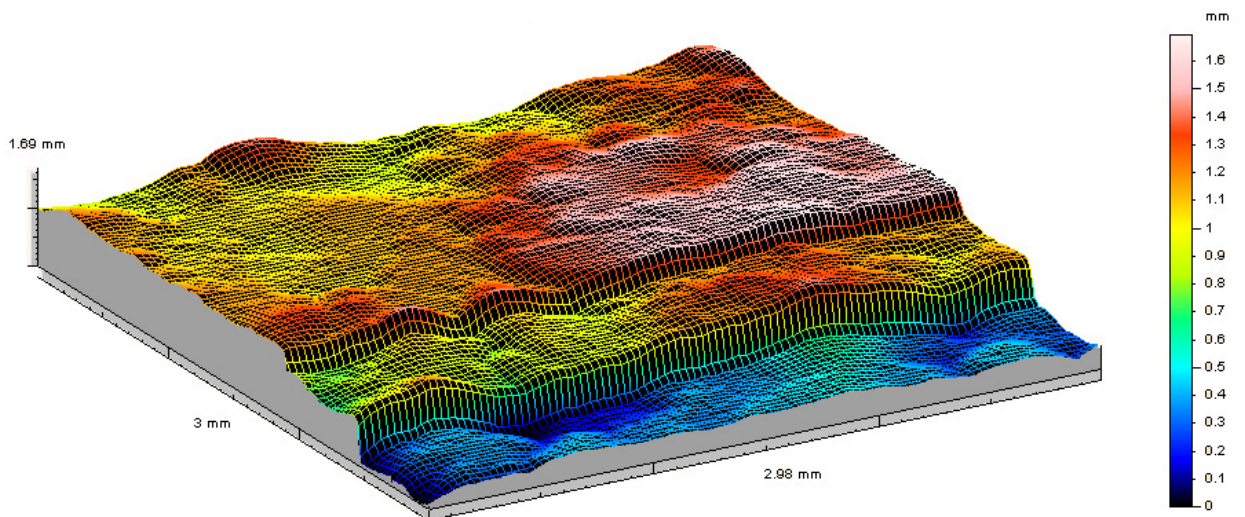
$$Sa = 287 [\mu\text{m}]$$

$$Sq = 375 [\mu\text{m}]$$

$$Sds = 92,4 \text{ ilość wzniesień}/\text{mm}^2$$

$$Str = 34\%$$

$$Svi = 0,239$$



Rys. 60. Powierzchnia próbki P-1.

Na obrazie przestrzennym powierzchni (rys. 60) charakterystyczne są dwa gwałtowne uskoki. Spowodowane są one błędem pomiaru, w trakcie, którego igła końcówki pomiarowej podskoczyła na nierównościach powierzchni. Na podstawie wykresu możemy oszacować podskok igły na 1mm. Zatem rzeczywista różnica pomiędzy najwyższym wierzchołkiem a najgłębszą doliną wynosi około 600  $\mu\text{m}$ . Badana chrząstka ma ubytki o bardzo ostrych krawędziach, stąd podskoki igły pomiarowej. Pomiaru dokonywano kilka razy, niemniej jednak ze względu na duże ubytki żaden z nich nie zakończył się sukcesem. Większość z nich przerywana była automatycznie przez stanowisko pomiarowe, dwa doprowadzone do końca posiadały błędy w postaci uskoków. Niewielka ilość wzniesień na milimetr kwadratowy, w stosunku do dwóch poprzednich powierzchni, wraz dużą różnicą wysokości pomiędzy ekstremalnymi punktami, oraz wysokie parametry  $Sa$  i  $Sq$  pozwala nam wyobrazić sobie badany obiekt jako płaską powierzchnię ze znaczną ilością głębokich ubytków. Parametr  $Str$  na poziomie 34% nie wskazuje na istnienie charakterystycznego kierunku ułożenia nierówności, tak jak miało to miejsce w



przypadku próbki M-45. Parametr  $S_{vi}$  o wartości 0,239 informuje nas o tym, że powierzchnia posiada znaczną ilość wgłębień o dużej objętości.

#### Powierzchnia próbki P-2

Próbka P-2 pobrana została z głowy kości udowej. Maksymalna różnica pomiędzy największym wgłębieniem a najwyższym szczytem wynosi na obszarze próbkowania 233  $\mu\text{m}$ . Pozostałe parametry kształtują się w następujący sposób:

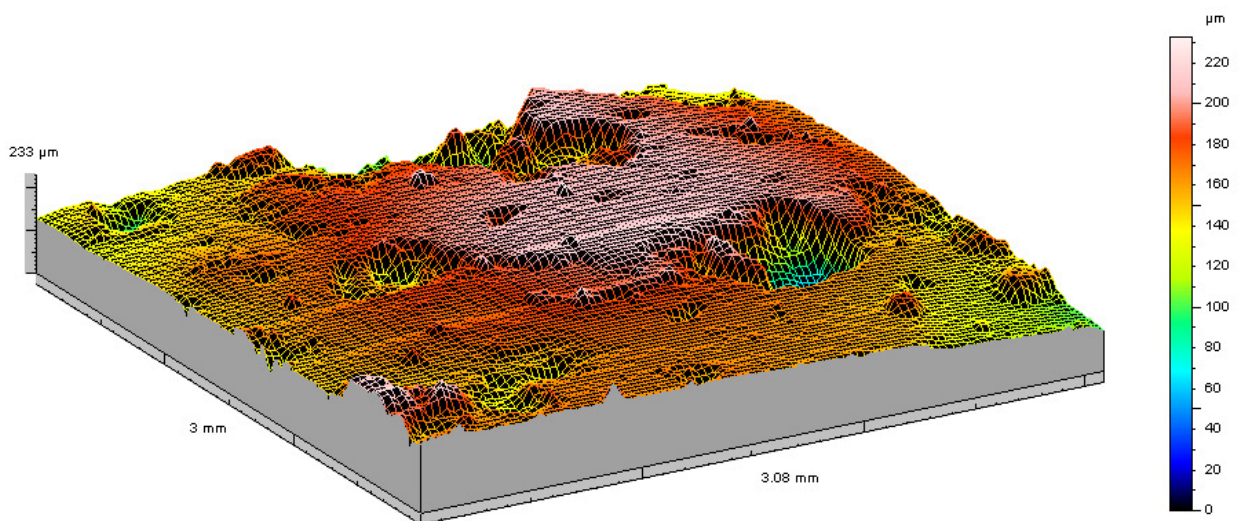
$$S_a = 23,8 [\mu\text{m}]$$

$$S_q = 32,1 [\mu\text{m}]$$

$$S_{ds} = 257 \text{ ilość wzniesień}/\text{mm}^2$$

$$S_{tr} = 66\%$$

$$S_{vi} = 0,165$$



Rys. 61. Powierzchnia próbki P-2.

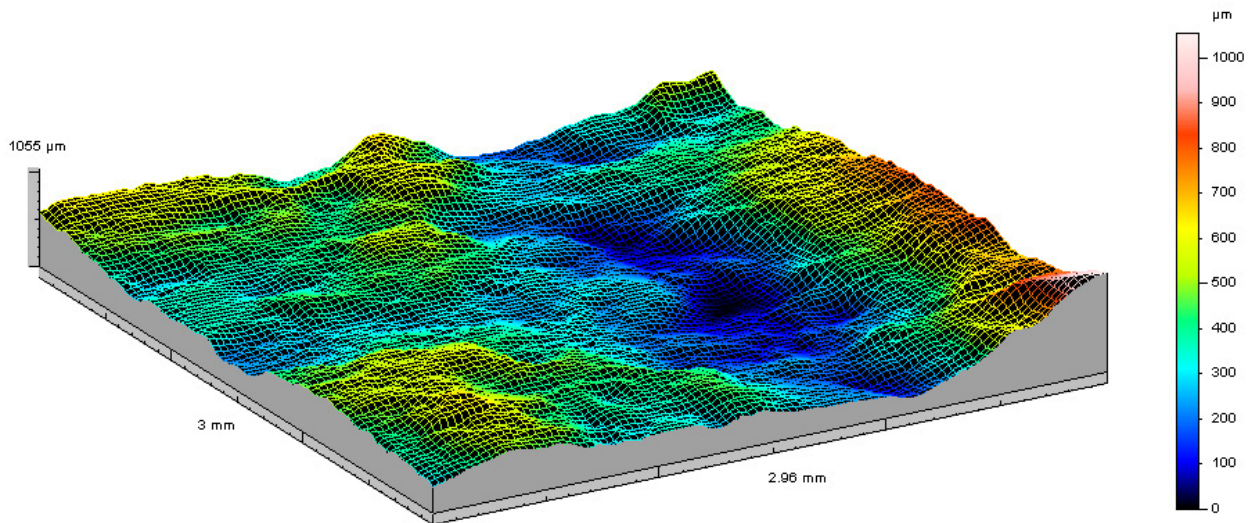
Charakterystyczne dla obserwowanej powierzchni (rys. 61) są trzy ubytki; rozległe, głębokie (230  $\mu\text{m}$ ) i o niemal pionowych zboczach. Ilość wzniesień na milimetr kwadratowy, ze wszystkich zmierzonych powierzchni jest tu największa, podkreślić jednak należy, że wzniesienia te nie są tak wysokie i gwałtowne jak w przypadku próbki M-52. Parametr  $S_{tr}$  o wartości 66% wskazuje na znaczną izotropię chropowatości, jest to powierzchnia o największej izotropii, spośród zmierzonych. Parametr  $S_{vi}$  równy 0,165 informuje nas o tym, że powierzchnia posiada znaczną ilość wgłębień o dużej objętości, pod tym względem próbka P-2 ustępuje jedynie próbce P-1.

#### Powierzchnia próbki P-3

Próbka P-3 pobrana została z głowy kości udowej. Maksymalna różnica pomiędzy największym wgłębieniem a najwyższym szczytem wynosi na obszarze próbkowania 1055  $\mu\text{m}$ . Pozostałe parametry kształtują się w następujący sposób:

$$S_a = 124 [\mu\text{m}]$$

$Sq = 157 \text{ } [\mu\text{m}]$   
 $Sds = 95 \text{ ilość wzniesień}/\text{mm}^2$   
 $Str = 29\%$   
 $Svi = 97$



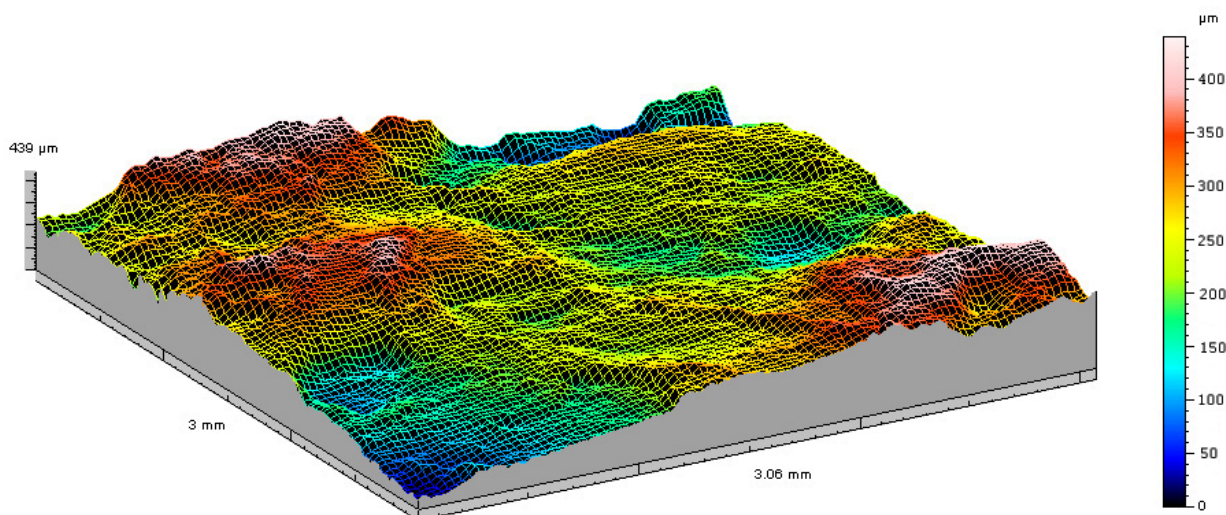
Rys. 62. Powierzchnia próbki P-3.

Na powierzchni próbki P-3 (rys. 62) nie można stwierdzić wgłębień o ostrych krawędziach, profil ma łagodny przebieg pomimo bardzo dużej różnicy wysokości pomiędzy najniższym i najwyższym punktem pomiarowym. Różnica ta jest największa spośród wszystkich zmierzonych. Obszar pomiarowy zdominowany jest przez jedno bardzo rozległe wgłębienie. Ma ono kształt szerokiego rowu dzielącego mierzony obszar na dwie części. Ilość wzniesień na milimetr kwadratowy nie jest duża i wynosi 95. Parametr  $Str$  o wartości 29% wskazuje na znaczną anizotropię, odpowiedzialne za to jest opisywane uprzednio dominujące wgłębienie. Parametr  $Svi$  równy 0,97 jest najniższy spośród wszystkich zmierzonych, na powierzchni brak, bowiem gwałtownych, głębokich ubytków.

#### Powierzchnia próbki P-4

Próbka P-4 pobrana została z głowy kości udowej. Maksymalna różnica pomiędzy największym wgłębieniem a najwyższym szczytem wynosi na obszarze próbkowania 439  $\mu\text{m}$ . Pozostałe parametry kształtują się w następujący sposób:

$Sa = 58,4 \text{ } [\mu\text{m}]$   
 $Sq = 74,9 \text{ } [\mu\text{m}]$   
 $Sds = 197 \text{ ilość wzniesień}/\text{mm}^2$   
 $Str = 50\%$   
 $Svi = 0,135$



Rys. 63. Powierzchnia próbki P-4.

Na powierzchni próbki P-4 (rys. 63) można stwierdzić jedno znaczne wgłębienie o ostrych krawędziach, profil ma łagodny kształt pomimo znacznej różnicy wysokości pomiędzy najniższym i najwyższym punktem pomiarowym. W obszarze pomiarowym stwierdzono znaczną ilość wzniesień na milimetr kwadratowy. Nie są one jednak zbyt wysokie, świadczą o tym średnie wartości parametrów  $Sa$  oraz  $Sq$ . Parametr  $Str$  o wartości 50% wskazuje na niewielką izotropię nierówności. Parametr  $Svi$  równy 0,135 jest drugim, co do wielkości spośród zmierzonych próbek. Na tak wysoką wartość ma wpływ, duża liczba niezbyt rozległych, głębokich na ok. 50 – 80  $\mu\text{m}$  ubytków.

#### Powierzchnia próbki P-5

Próbka P-5 pobrana została z głowy kości udowej. Maksymalna różnica pomiędzy największym wgłębieniem a najwyższym szczytem wynosi na obszarze próbkowania 536  $\mu\text{m}$ . Pozostałe parametry kształtują się w następujący sposób:

$$Sa = 65,7 [\mu\text{m}]$$

$$Sq = 81,9 [\mu\text{m}]$$

$$Sds = 114 \text{ ilość wzniesień}/\text{mm}^2$$

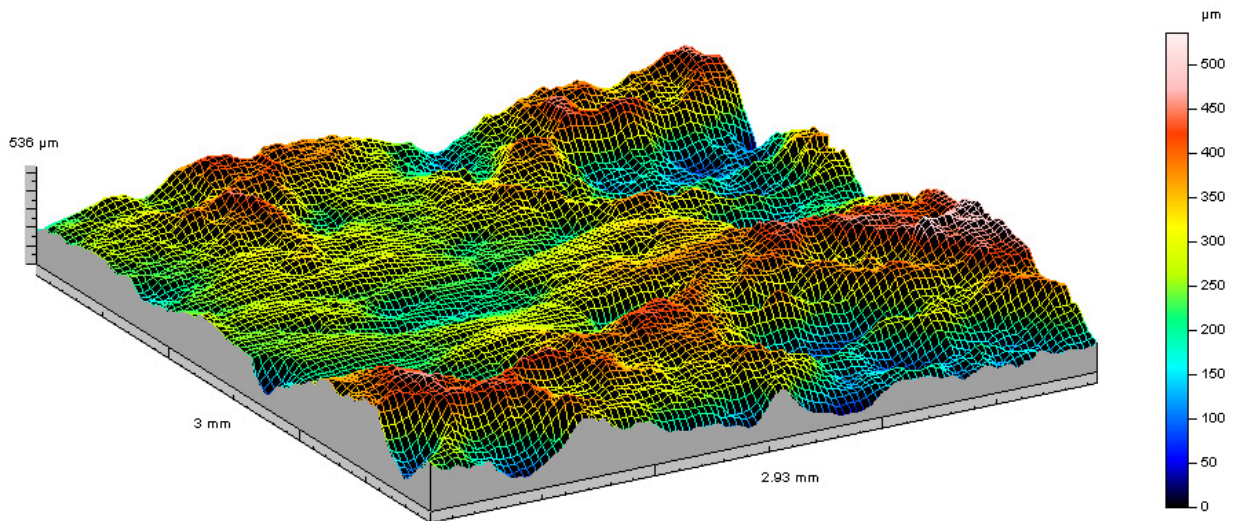
$$Str = 65\%$$

$$Svi = 0,116$$

Powierzchnia próbki P5 (rys. 64) posiada bardzo chaotyczną i zróżnicowaną strukturę geometryczną. Występuje tu kilka rozległych i głębokich ubytków o mocno pochylonych zboczach. Wartości parametrów  $Sa$  oraz  $Sq$  znacznie przewyższają swoją wartość parametry zmierzone na próbkach odniesienia tj. M45 i M52, spośród parametrów zmierzonych na chrząstkach zdegenerowanych nie są jednak najwyższe. Powierzchnia nie wyróżnia się również pod względem średniej ilości wzniesień na milimetr kwadratowy. Godnym zauważenia jest fakt wysokiej izotropii nierówności. Pod tym,



względem powierzchni ustępuje jedynie nieznacznie próbce P-2. Parametr  $S_{vi}$  równy 0,116 ma średnią wartość spośród wszystkich zmierzonych. Warto podkreślić fakt, że próbka ta pozbawiona była niemalże w całości chrząstki stawowej.



Rys. 64. Powierzchnia próbki P-5.

próbka	$S_a$ [ $\mu\text{m}$ ]	$S_q$ [ $\mu\text{m}$ ]	$S_{ds}$ [ilość/ $\text{mm}^2$ ]	$Str$ [%]	$S_{vi}$
M-45	36,5	44,9	107	29	0,122
M-52	17,5	22,9	222	55,7	0,104
P-1	155	201	59	39,9	0,091
P-2	23,8	32,1	257	66	0,165
P-3	124	157	95	29,2	0,097
P-4	58,4	74,9	197	50	0,135
P-5	65,7	81,9	114	64,9	0,116

Tabela 6. Tabela zbiorcza zmierzonych parametrów SGP dla wszystkich próbek

### 6.4.3. Podsumowanie pomiarów geometrycznych powierzchni.

Na podstawie pomiarów struktury geometrycznej powierzchni możemy wysnuć następujące wnioski:

- Na każdej ze zmierzonych próbek stwierdzono inny charakter struktury geometrycznej powierzchni. Możemy tu zaobserwować zarówno powierzchnie z rozległymi wgłębieniami o łagodnych zboczach (próbka P-3), powierzchnie z głębokimi ubytkami z bardzo stromymi zboczami wgłębień (próbka P-2) jak i powierzchnie z chaotycznie rozmieszczonymi uszkodzeniami bez określonego charakteru i kierunku.
- Wspólną cechą wszystkich próbek z chrząstkami zdegenerowanymi jest duża różnica pomiędzy największym wgłębieniem a najwyższym szczytem. Za wyjątkiem próbki P-2 różnica ta jest, co najmniej dwukrotnie większa od zmierzonej na chrząstkach odniesienia.

- Powierzchnie chrząstek zdegenerowanych wyróżniają się również znaczną izotropią nierówności, wyjątek stanowi tu próbka P-3 o wartości parametru *Str* 29%
- Sam pomiar struktury nie pozwala określić stopnia uszkodzenia chrząstki stawowej, konieczne jest odniesienie uzyskanych wyników z konkretnego pomiaru do pozostałych badań. Przykładem potwierdzającym to stwierdzenie są wyniki dla powierzchni próbki P-5. Pod względem wartości zmierzonych parametrów powierzchnia ta uzyskała średnie wartości spośród próbek ze zdegenerowaną chrząstką. Sytuację zmienia jednak wniosek wyciągnięty z obserwacji makroskopowej, że próbka ta jest w całości pozbawiona chrząstki.

## 5.5. Uszeregowanie próbek pod względem uszkodzeń.

Na podstawie przeprowadzonych obserwacji makroskopowych, pomiarów wielkości i kształtu pola styku oraz pomiarów struktury geometrycznej powierzchni dokonano następującego uszeregowania dostępnego materiału badawczego wykazującego zmiany zwyrodnieniowe pod względem uszkodzeń według skali Outerbridge'a, poczynając od próbki wykazującej najmniejsze zmiany:

1. Próbka P-4 – w trakcie obserwacji makroskopowych stwierdzono, że chrząstka na głowie oznaczonej symbolem P-4 zachowała się w najlepszym stanie. Nie stwierdzono deformacji ani rozległych głębokich uszkodzeń. Zmierzony kształt pola styku jest zbliżony do kształtu uzyskanego dla próbek odniesienia, zmieniła się natomiast wielkość pola styku oraz średnia wartość nacisku. Pod tym względem próbka ta jest podobna do próbki P-3, uzyskano jednak w pomiarach struktury geometrycznej powierzchni wyniki bardziej zbliżone do wyników uzyskanych dla próbek odniesienia. W szczególności tyczy się to parametrów  $Sa$  i  $Sq$ . I° w skali Outerbridge'a
2. Próbka P-3 – charakterem uszkodzeń zbliżona jest do próbki P-4. W trakcie obserwacji makroskopowych nie stwierdzono istnienia rozległych i głębokich ubytków ani znacznych deformacji na powierzchni stawowej. Uzyskany kształt pola styku przy maksymalnym obciążeniu nie odbiegał od kształtów uzyskanych dla próbek wzorcowych. Zauważono jednak utratę sztywności chrząstki w porównaniu do próbek odniesienia, co objawiło się poprzez kształt krzywej przyrostu pola styku. Pomiar struktury geometrycznej powierzchni wskazał na istnienie głębokiego i rozległego ubytku w obszarze pomiarowym. Mierzona powierzchnia ma jednak łagodny kształt bez dużej ilości wzniesień na milimetr kwadratowy. Uzyskane wartości parametrów  $Sa$  i  $Sq$ , bardzo duża różnica w wysokości pomiędzy najniższym a najwyższym mierzonym punktem a także znaczna deformacja całej głowy kości udowej stawiają próbkę P-3 na drugiej pozycji pod względem uszkodzeń powierzchni. II° w skali Outerbridge'a.
3. Próbka P-1 – w trakcie obserwacji makroskopowych stwierdzono znaczną deformację głowy kości udowej oraz liczne ubytki chrząstki. W trakcie pomiarów kształtu pola styku otrzymano nieregularny odcisk o postrzępionych krawędziach. Stwierdzono również istnienie obszarów wewnątrz obrysu pola styku gdzie nie doszło do kontaktu powierzchni, niemniej jednak wielkość pola styku i wartość średniego nacisku były zbliżone do uzyskanych dla próbek odniesienia. Wyniki uzyskane w trakcie pomiarów struktury geometrycznej powierzchni odbiegają znacznie zarówno od wyników dla próbek odniesienia jak i próbek zdegenerowanych. Dotyczy to w szczególności parametrów  $Sa$  i  $Sq$  które są dla

tej próbki najwyższe spośród wszystkich zmierzonych. Należy jednak zauważyć, że w odróżnieniu od próbek P-2 i P-5 nie stwierdzono miejsc gdzie głowa kości udowej na powierzchni stawowej pozbawiona była by całkowicie chrząstki. III stopień w skali Outerbridge'a.

4. Próbka P-2 – charakterystyczny dla tej próbki jest znaczny obszar pozbawiony całkowicie chrząstki. Ubytek ten spowodował znaczne zmniejszenie się pola styku oraz wzrost średniej wartości nacisku. Uzyskany kształt pola styku był nieregularny, przy mniejszych wartościach siły nacisku składał się z kilku oddzielnych fragmentów. Oceny nie zmienia fakt, iż jest to próbka, nie licząc próbki odniesienia M52, na której zmierzono najniższe wartości parametrów  $Sa$  i  $Sq$ , ponieważ z uwagi na rozległe i głębokie uszkodzenia chrząstki odsłaniające kość korową, parametry te dotyczyć mogą powierzchni kości a nie chrząstki. Próbkę zakwalifikowano do IV-go stopnia w skali Outerbridge'a.
5. Próbka P-5 – pozbawiona całkowicie chrząstki stawowej. Wielkość pola styku jest w tym przypadku wielokrotnie mniejsza od wszystkich zmierzonych w trakcie badań. Kształt jest nieregularny, odcisk składa się z kilku oddzielnych fragmentów. Parametry uzyskane z pomiarów struktury geometrycznej powierzchni dotyczą kości a nie chrząstki. Próbkę zakwalifikowano do IV-go stopnia w skali Outerbridge'a.

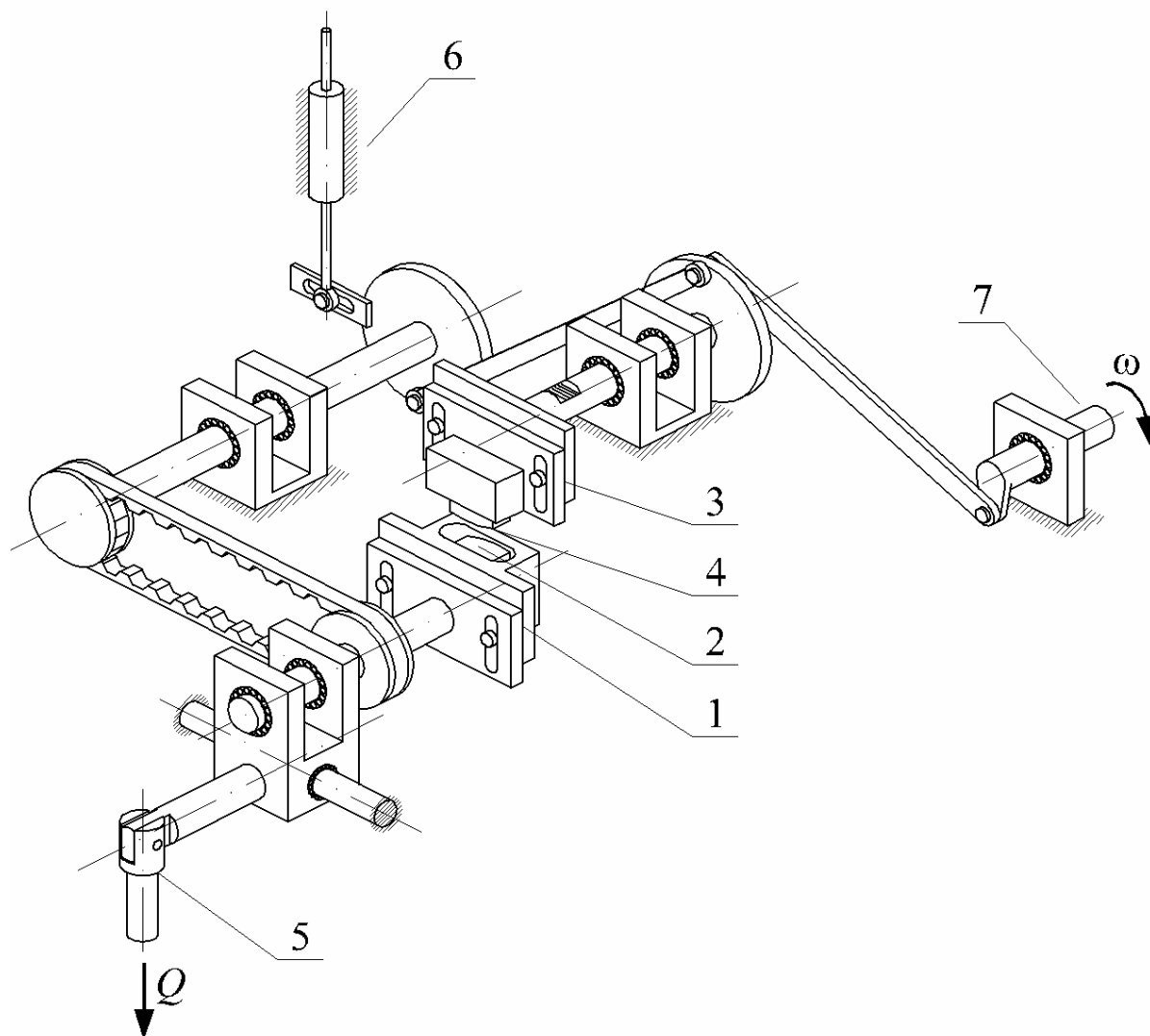
## 6. Stanowisko badawcze.

### 6.1. Założenia konstrukcyjne stanowiska badawczego.

Dla projektowanego stanowiska postawiono następujące wymagania:

- Ma umożliwiać modelowanie tarcia toczno-ślizgowego, z możliwością zmiany udziału poślizgu do toczenia, tak by możliwe było uzyskanie zarówno samego tarcia ślizgowego jak i tocznego.
- Pomiary dokonywane będą przy wykorzystaniu próbek pobieranych z głów kości udowych bądź kłykci stawu kolanowego. Rozwiązanie to umożliwi, podobnie jak w tribometrach, ujednoczenie materiału badawczego pod względem kształtu i rozmiarów, niezależnie od geometrii obiektów, z których zostały pobrane. Jest to konieczne, ponieważ w przypadku materiału biologicznego o rozmiarze i kształcie powierzchni stawowych często decyduje płeć dawcy, jego wiek lub indywidualne cechy osobnicze takie jak np. wzrost. Przez pobranie próbek, w taki sposób by swym kształtem i rozmiarami były do siebie zbliżone, możliwe będzie bezpośrednie porównanie uzyskanych wyników, niezależnie od geometrii obiektu, z którego zostały pobrane. Dzięki temu możliwe będzie również porównanie rezultatów badań dla chrząstek pobranych ze stawu biodrowego i kolanowego, pod warunkiem zachowania podobieństwa w geometrii próbek (promień krzywizny, grubość chrzątki) oraz jednolitego ukierunkowania struktury badanej chrzątki.
- Stanowisko umożliwić ma stosowanie różnych wartości siły obciążającej, przez co uzyskamy możliwość obciążania pary ciernej dowolną siłą. Przeprowadzenie pomiarów wielkości pola styku przy określonej sile obciążającej pozwala na wyznaczenie średniej wartości nacisku.
- Uchwyt do mocowania próbek umożliwić ma zastosowanie cieczy smarującej, a jego kształt pozwoli na zalanie próbki cieczą tak, by powierzchnia styku była w trakcie ruchu zawsze zanurzona. Poprawi to znacznie warunki smarowania, szczególnie względem tribometrów, gdzie ciecz smarująca często podawana jest w ilości kilku kropel i jedynie zwilża powierzchnie cierne.
- Dla możliwości analizowania wartości współczynnika tarcia w ściśle określonym momencie ruchu konieczne jest zastosowanie czujnika przemieszczenia. Wynika to z faktu, iż przy realizowanym ruchu wahadłowym prędkość poślizgu nie jest stała. Zastosowaniu czujnika przemieszczenia umożliwi odczytanie mierzonych wartości momentu tarcia a stąd obliczenie współczynnika tarcia w ustalonych miejscach styku a stąd o znanej prędkości poślizgu. Pozwoli to na analizę uzyskanych wartości współczynnika tarcia w zależności od prędkości poślizgu współpracujących powierzchni.





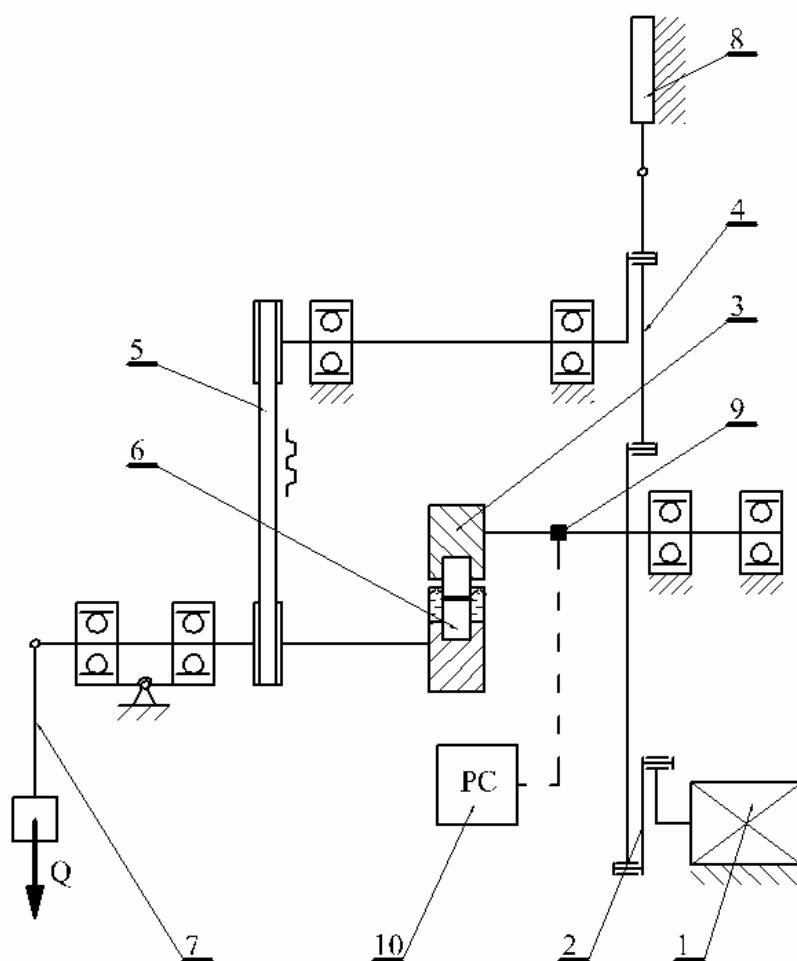
Rys. 65. Widok stanowiska badawczego  
 1 – uchwyt dolny, 2 – próbka dolna, 3 – uchwyt górny, 4 – próbka górna, 5 – dźwignia obciążająca, 6 – czujnik przemieszczenia, 7 – wał napędowy

Kolejną istotną decyzją w trakcie budowy stanowiska badawczego i planowania przeprowadzanych eksperymentów, jest wybór środka smarnego użytego w trakcie badań. Nie ulega wątpliwości, że najlepszym jest naturalna ciecz synowialna, co zostało wykazane w prezentowanych wcześniej badaniach. Jej zastosowanie stwarza jednak wiele problemów. Przede wszystkim, ciecz synowialna w powietrzu atmosferycznym ulega bardzo szybkiej degradacji, co powoduje, że już po kilkudziesięciu minutach zmienia swoje właściwości. Niesie to ze sobą ryzyko popełnienia szeregu błędów wynikających z braku powtarzalności wyników badań, a zmiany w wyznaczanych współczynnikach tarcia mogłyby wynikać nie ze zmian w chrząstce stawowej, co jest przedmiotem niniejszej dysertacji, a właśnie ze zmian właściwości tribologicznych cieczy synowialnej. Dlatego zdecydowano się na użycie jako środka smarnego płynu Ringera. Płyn Ringera jest rodzajem płynu

elektrolitowego i jest szeroko stosowany w medycynie. Jego właściwości smarne są odmienne od właściwości cieczy synowialnej. Główną jego zaletą jest znacznie większa trwałość, co ma duże znaczenie w przypadku przeprowadzanych badań. Z tego względu jego użycie jest korzystniejsze od środków o właściwościach zbliżonych do cieczy synowialnej, np. Hyalganu. W założonym modelu, gdzie współpracujące próbki zalewane są cieczą smarującą, nie bez znaczenia jest również łatwy dostęp do stosowanej cieczy, która w trakcie badań zużywana będzie w znacznej ilości. Zastosowanie zastępczej cieczy smarującej powoduje, że otrzymanych wyników badań nie możemy odnieść bezpośrednio do rzeczywistości, otrzymane wartości współczynnika tarcia będą z pewnością wyższe niż prezentowane w literaturze. Zauważyć jednak należy, że całkowite odtworzenie w warunkach laboratoryjnych pracy stawu synowialnego, jest przy obecnym stanie wiedzy i techniki niemożliwe, z uwagi na to, że przedmiotem badań jest żywa tkanka. Dodatkową trudność stwarza fakt, iż wraz z postępem choroby zwyrodnieniowej zmieniają się właściwości i ilość cieczy synowialnej. Do kompleksowego zamodelowania zmian zwyrodnieniowych potrzebna by była, zatem oprócz zdegenerowanej chrząstki również zdegenerowana ciecz synowialna podawana w określonej ilości. Dzięki zastosowaniu w zastępstwie cieczy synowialnej płynu Ringera, którego trwałość w powietrzu atmosferycznym jest kilkakrotnie dłuższa niż cieczy synowialnej, możemy uzyskać wyniki, na które bezpośredni wpływ ma stan chrząstki stawowej. Ze względu na to, że przedmiotem badań jest chrząstka stawowa w różnych stopniach uszkodzenia, możliwe jest dokonanie analizy porównawczej w zależności od stanu powierzchni ciernej, niezależnie od użytego środka smarnego, pod warunkiem, że będzie to ciągle ta sama substancja, przez cały czas trwania eksperymentu.

## **6.2. Budowa i działanie stanowiska badawczego.**

Stanowisko pomiarowe przedstawione w widoku na rysunku 65 oraz schematycznie na rys. 66 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 wprawdzie dwa dominujące ruchy: toczno-ślizgowy i rotacyjny [18] lecz toczno-ślizgowy ma przeważający udział. Wielkość poślizgu możemy regulować poprzez zmianę promieni obrotu próbki i przeciwpróbki, możemy również zmieniać tarcie na ślizgowe, blokując obrót przeciwpróbki. Stanowisko pomiarowe składa się z trzech zasadniczych zespołów: obciążającego, napędzającego; pomiarowo-rejestrującego. Cały układ napędzany jest silnikiem prądu stałego 1. Poprzez korbówód 2 ruch obrotowy zamieniany jest na ruch wahadłowy i przekazywany na uchwyt z próbką 3, następnie poprzez układ korbowy 4, wał oraz przekładnię pasową zębatą 5 ruch wahadłowy przekazywany jest na uchwyt z przeciwpróbką 6.

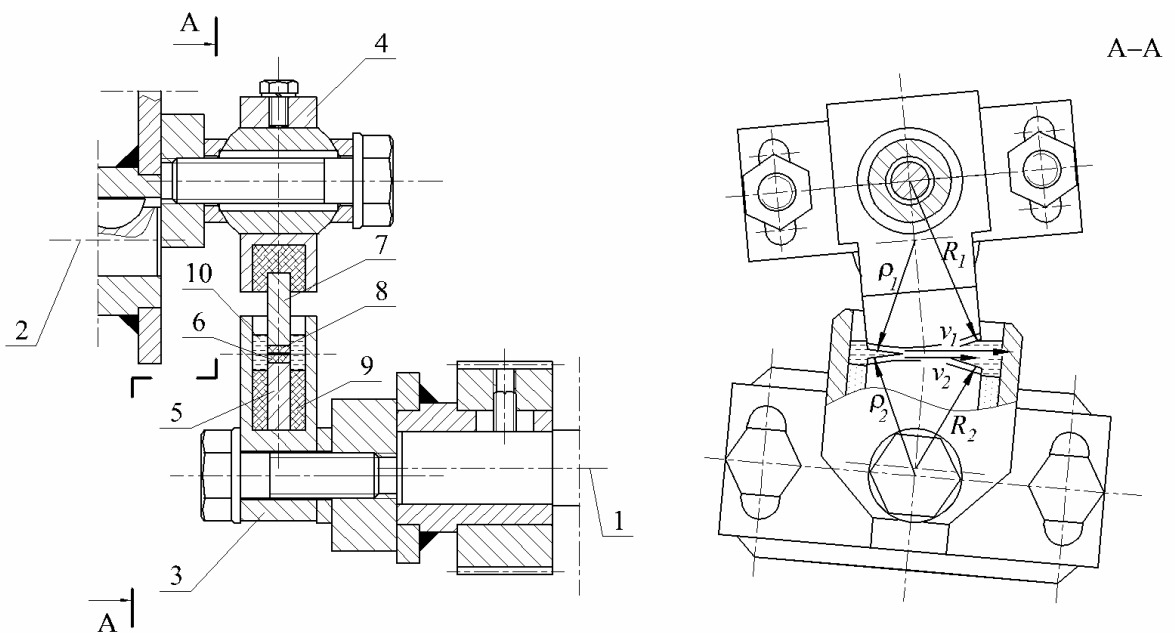


Rys. 66. Schemat stanowiska pomiarowego.

Obciążenie zadawane jest przy pomocy dźwigni 7. Pomiar momentu dokonywany jest za pomocą czujnika tensometrycznego 9, natomiast sygnał odczytywany jest z mostka tensometrycznego za pomocą karty pomiarowej zamontowanej w komputerze 10. Taka konstrukcja układu pozwala na realizację założonego wcześniej tarcia toczonego z dużym poślizgiem. Dodatkowo układ wyposażony jest w czujnik przemieszczenia 8 podłączony do karty pomiarowej. Pozwala on na zapis wartości momentu tarcia w ściśle określonym położeniu pary ciernej.

Rysunek 67 przedstawia uchwyty stanowiska pomiarowego wraz z zamocowanymi próbkami wykonującymi względem siebie ruch wahadłowy. Pomiedzy nimi, na powierzchni styku tworzy się tarcie toczone z dużym poślizgiem. Wielkość poślizgu zależna jest od różnicy prędkości liniowych  $v_1$  i  $v_2$  na teoretycznej linii styku równoległej do osi obrotów obu próbek. Zmiana prędkości poślizgu realizowana może być poprzez zwiększenie prędkości obrotowej uchwytów  $\omega$  lub poprzez zmianę promieni obrotu próbek  $R_1$  oraz  $R_2$ . W przypadku gdy promień obrotu  $R_1$  i  $R_2$  są sobie równe uzyskujemy tarcie

toczne. W innym przypadku uzyskujemy tarcie toczo – ślizgowe. Uzyskiwane wartości prędkości poślizgu w punkcie pomiarowym, w zależności od promieni obrotu  $R_1$  i  $R_2$  i prędkości obrotowej uchwytów  $\omega$  przedstawiono w tabeli 7.



Rys. 67. Przyjęty model stawu synowialnego.

1 – oś obrotu próbki dolnej, 2 – oś obrotu próbki górnej, 3 – uchwyt dolny, 4 – uchwyt górny, 5 – część kostna próbki dolnej, 6 – część chrzęstna próbki dolnej, 7 – część kostna próbki górnej, 8 – część chrzęstna próbki górnej, 9 – żywica mocująca, 10 – ciecz smarująca

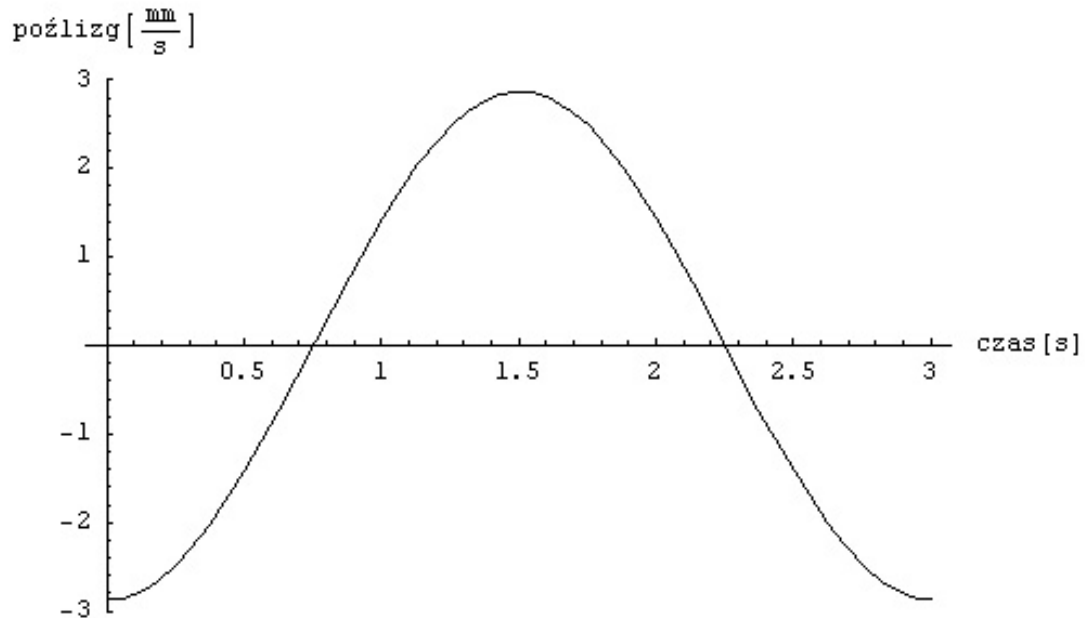
$R_1$  – promień obrotu próbki górnej,  $R_2$  – promień obrotu próbki dolnej,  $\rho_1$  – promień krzywizny próbki górnej,  $\rho_2$  – promień krzywizny próbki dolnej,  $v_1$  – prędkość liniowa w punkcie styku próbki górnej,  $v_2$  – prędkość liniowa w punkcie styku próbki dolnej

$v_S$ [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

Tabela 7. Prędkości poślizgu w zależności od prędkości obrotowej  $\omega$  i promieni obrotu  $R_1, R_2$

Podane w tabeli wartości prędkości liniowych a także obrotowej są prawdziwe jedynie dla określonego punktu pomiarowego, ustalonego w środku wahnięcia. Prędkość poślizgu zależy bowiem od prędkości obrotowej  $\omega$ , która w

przypadku ruchu wahadłowego jest zmienna, oraz od promieni obrotu, które również mogą się zmieniać w trakcie ruchu, wynika to z tego, że promień krzywizny próbek nie jest stały. Znane wartości  $\omega$ ,  $R_1$  i  $R_2$  występują zatem tylko w jednym, określonym punkcie pomiarowym, i tylko w tym punkcie jesteśmy w stanie w prosty sposób wyznaczyć prędkość poślizgu.



Rys. 68. Teoretyczny przebieg poślizgu w funkcji czasu.

Stanowisko badawcze realizuje prędkości obrotowe w zakresie  $0.5 \div 3$  rad/s., natomiast ze względu na rozmiary próbki zakres ruchu wynosi  $16^\circ$ . Z danych literaturowych [27] wynika, że prędkości poślizgu dla cyklu chodu w stawie kolanowym zawierają się w przedziale  $0 \div 25$  cm/s, przy czym autorzy nie określają jednoznacznie prędkości chodu. W opracowanym stanowisku, poprzez zmianę zamocowania uchwytów próbek można osiągać prędkości poślizgu z zakresu  $0 \div 40$  cm/s. Zakres ten został wyznaczony dla prędkości chodu 6 km/h tj. prędkości kątowej próbek 2 rad/s. W przypadku większej prędkości chodu, ulega rozszerzeniu zakres prędkości poślizgu. Przebieg zmian poślizgu tj. różnicy prędkości w punkcie styku dla próbki i przeciwpróbki dla jednego cyklu przy prędkości obrotowej równej 0,33 obr/s i stosunku promieni obrotu 35/25 mm przedstawiono na rys.68.

## 7. Pomiary.

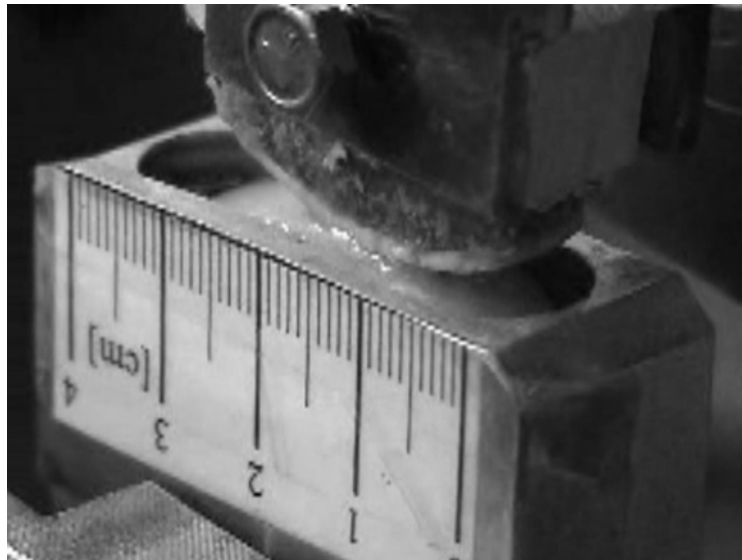
### 7.1. Przebieg pomiarów.

Na stanowisku, poprzez układ pomiarowo-rejestrujący, odczytywane były wartości momentu skręcającego na wale, przy użyciu tensometrów foliowych TFxs-5. Pomiar ten, dzięki zastosowaniu karty pomiarowej AGIMAG PCL 818 odbywał się w sposób ciągły. Dzięki czujnikowi przemieszczenia możliwe było wyznaczenie punktów charakterystycznych ruchu wahadłowego próbek: punktów maksymalnego wychyleń oraz punkt środkowy. Próbki mocowano w taki sposób, aby kąty ich wychyleń w lewą i w prawą stronę były jednakowe. Zarejestrowane za pomocą karty pomiarowej zmiany napięcia na mostku tensometrycznym dzięki przeprowadzonemu wcześniej skalowaniu układu zamieniono na odpowiednie wartości momentów tarcia. Z nich obliczono siły tarcia oraz odpowiadające współczynniki tarcia.

Skalowania mostka tensometrycznego dokonano obciążając wał z naklejonymi tensometrami znanym momentem skręcającym. Moment ten zadawano za pośrednictwem dźwigni o znanej długości przymocowanej do wału. Na drugim końcu dźwigni zawieszona była szalka z odważnikami. Jako wskazanie zerowe karty pomiarowej uznano moment skręcający wynikający z oddziaływania masy dźwigni i szalki. Następnie obciążano szalkę kolejnymi odważnikami. Przyrost obciążenia odbywał się o stałą wartość momentu skręcającego. Wskazanie mostka, odczytywane z karty pomiarowej rejestrowano zarówno w trakcie obciążania jak i odciążania wału pomiarowego. Skalowanie wykonano trzykrotnie dla momentu prawoskrętnego oraz trzykrotnie dla momentu lewoskrętnego, każdorazowo rozpoczynając skalowanie od zerowej wartości przyrostu napięcia na mostku. Wartości poszczególnych punktów pomiarowych ze wszystkich pomiarów dla danej wartości momentu skręcającego uśredniono. Wartości średnie natomiast, aproksymowano prostą przechodzącą przez środek układu współrzędnych. Aproksymacji dokonano metodą najmniejszych kwadratów, współczynnik korelacji  $R^2$  wyniósł 0,9989.

Badania realizowano dla ośmiu wartości prędkości poślizgu w punkcie pomiarowym:  $v_s = \{0, 3, 6, 9, 20, 30, 38, 50\}$  [mm/s]. Prędkości te wybrano z zakresu wartości prędkości poślizgu przedstawionych w pracy [27]. Siłę nacisku  $F_N$  zadawano w zakresie od 0 do 105 N. Uzyskano w ten sposób nacisk około 1 MPa dla maksymalnej siły nacisku  $F_N = 105$  N w przypadku próbek pobranych ze zdrowych chrząstek. Taka wartość nacisku obliczona została metodą elementów skończonych przez Hobato i Periego [23], i jest zbieżna z wynikami uzyskanymi przez Ateshiana [2]. Prędkość obrotowa w punkcie pomiarowym miała natomiast wartości:  $\omega = \{0,3; 1; 1,25; 1,6\}$  [obr/s]. Przed rozpoczęciem pomiarów momentu tarcia, przeprowadzono pomiar momentu skręcającego wynikającego z bezwładności stanowiska pomiarowego. Uzyskane

wartości momentu skręcającego w punktach pomiarowych odejmowano następnie od zmierzonych wartości momentu skręcającego wynikających z oporów tarcia.



Rys. 69. Współpracujące próbki kostne wraz z chrząstką stawową.

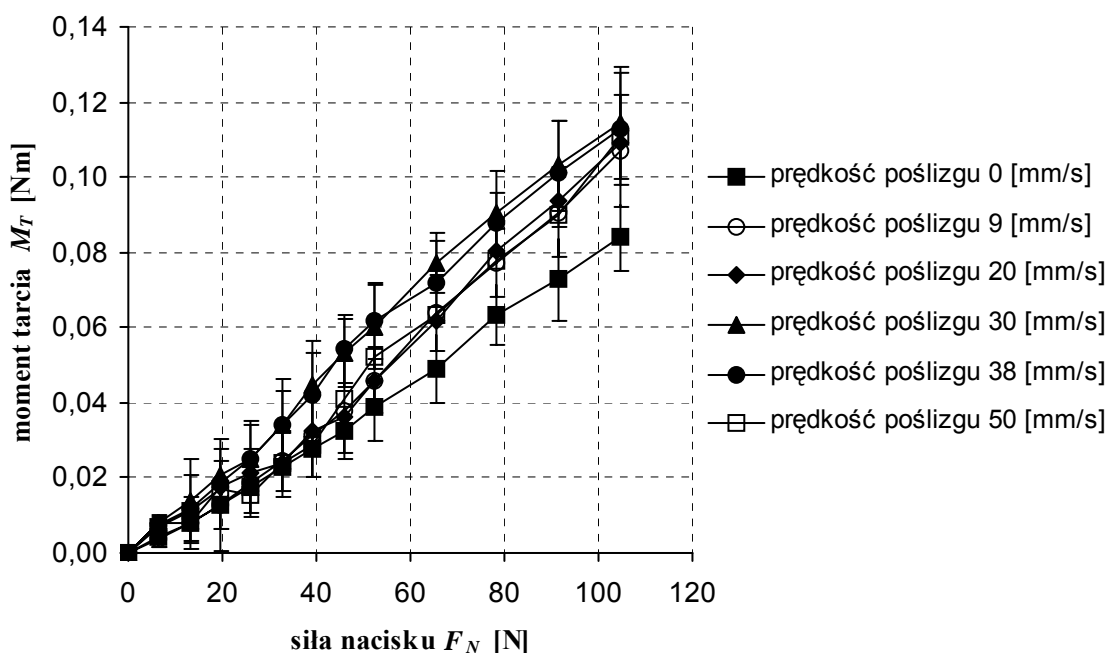
Całą serię badań realizowano z jednego zamocowania próbek w uchwycie. Próbki te przedstawiono na rysunku 69. Czas trwania pomiarów momentu tarcia dla jednej wartości siły nacisku i prędkości poślizgu wynosił 80 sekund. Został on ustalony doświadczalnie, przyjmując za kryterium ustabilizowanie się warunków współpracy próbek.

Zbudowane stanowisko przy stosunkowo prostej konstrukcji daje szerokie możliwości badawcze. Do głównych jego zalet należy zaliczyć uzyskanie ruchu wahadłowego próbki i przeciwpróbki z możliwością uzyskania tarcia toczno-ślizgowego i możliwością zmiany stosunku tarcia tocznego do ślizgowego. Umożliwia to przeprowadzenie pomiarów nie tylko dla pewnych wyidealizowanych sytuacji, ale dla całego zakresu prędkości poślizgu, prędkości obrotowych i wartości nacisku, jakie pojawiają się w trakcie chodu, a następnie porównanie otrzymanych wyników dla chrząstek stawowych w określonych stanach zniszczenia.

Przyjęty sposób zadawania i wartość siły obciążającej pozwala na porównanie wyników dla próbek odniesienia i zdegenerowanych zarówno pod względem ilościowym jak i jakościowym. Ze względu jednak na przyjęte uproszczenia nie można bezpośrednio przenosić uzyskanych wyników do obiektu rzeczywistego, jakim jest staw kolanowy.

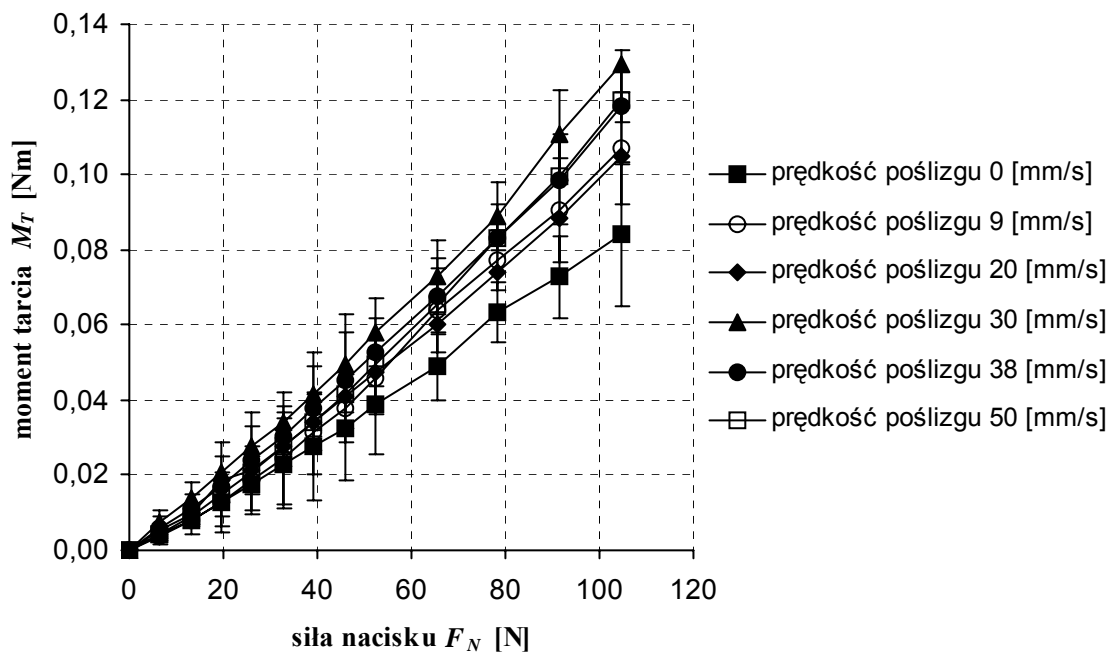
## 7.2. Wyniki pomiarów.

W wyniku przeprowadzonych pomiarów uzyskano przebiegi zmian momentu tarcia. Punkt pomiarowy ustalono w środku amplitudy wahań próbki, gdzie jej prędkość obrotowa ma wartość maksymalną. Wartość momentu tarcia ustalono jako średnią arytmetyczną z dziesięciu ostatnich cykli w trakcie pomiaru, osobno dla ruchu w prawo i w lewo. Dla wszystkich punktów pomiarowych uzyskano wartości momentu tarcia równe dla obydwu kierunków ruchu. Zmiany wartości momentów tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla prędkości poślizgu  $v_S$  przedstawiono na rys. 70÷76, natomiast zmiany wartości momentów tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości  $v_S$  poślizgu dla wybranych wartości siły nacisku  $F_N$  przedstawiono na rys. 77÷83. Słupki błędów przedstawione na wykresach są odchyleniami standardowymi z wyników uzyskanych dla analizowanych ostatnich dziesięciu cykli ruchu.

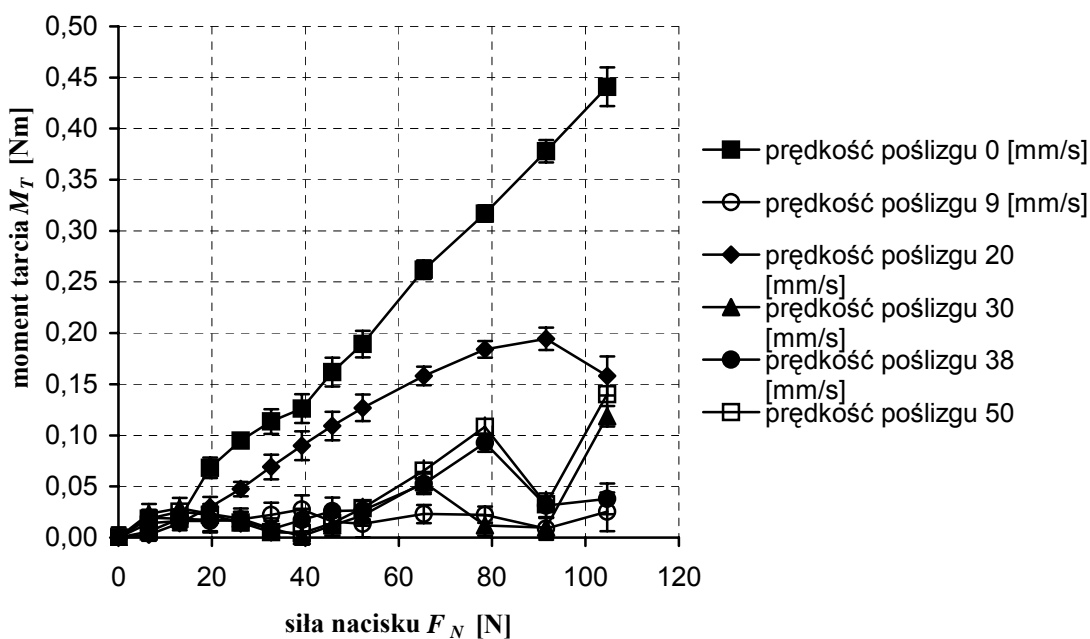


Rys. 70. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-45.

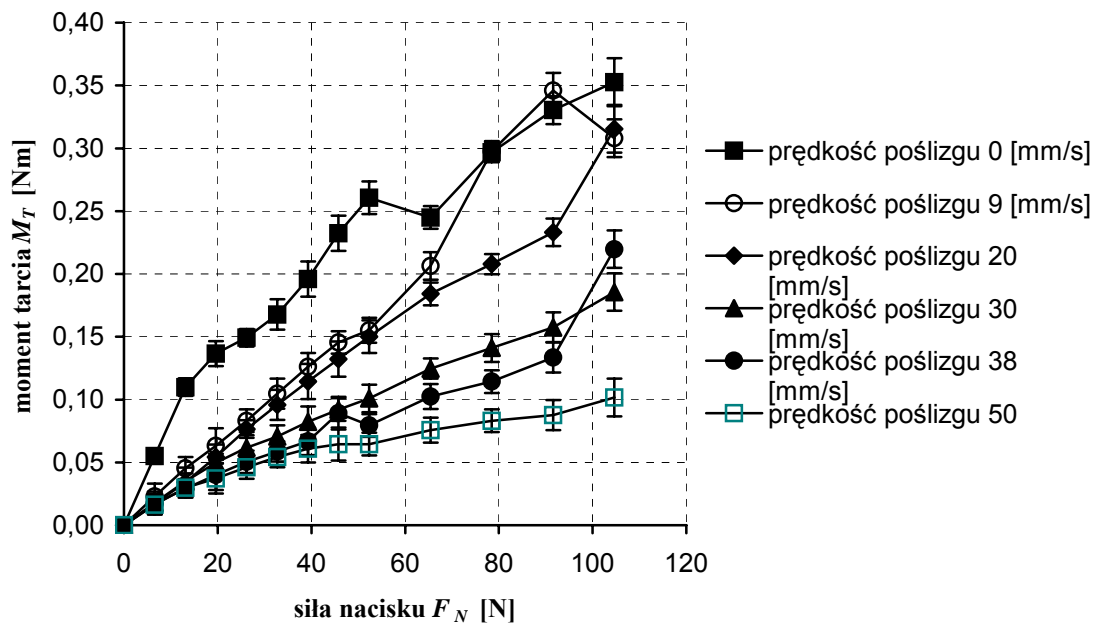




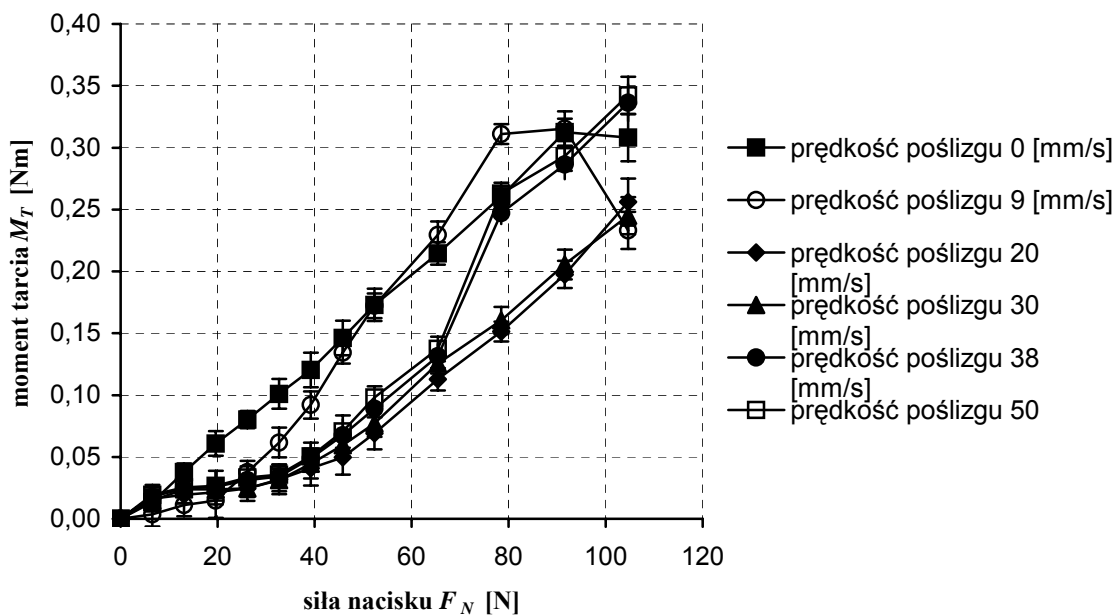
Rys. 71. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-52.



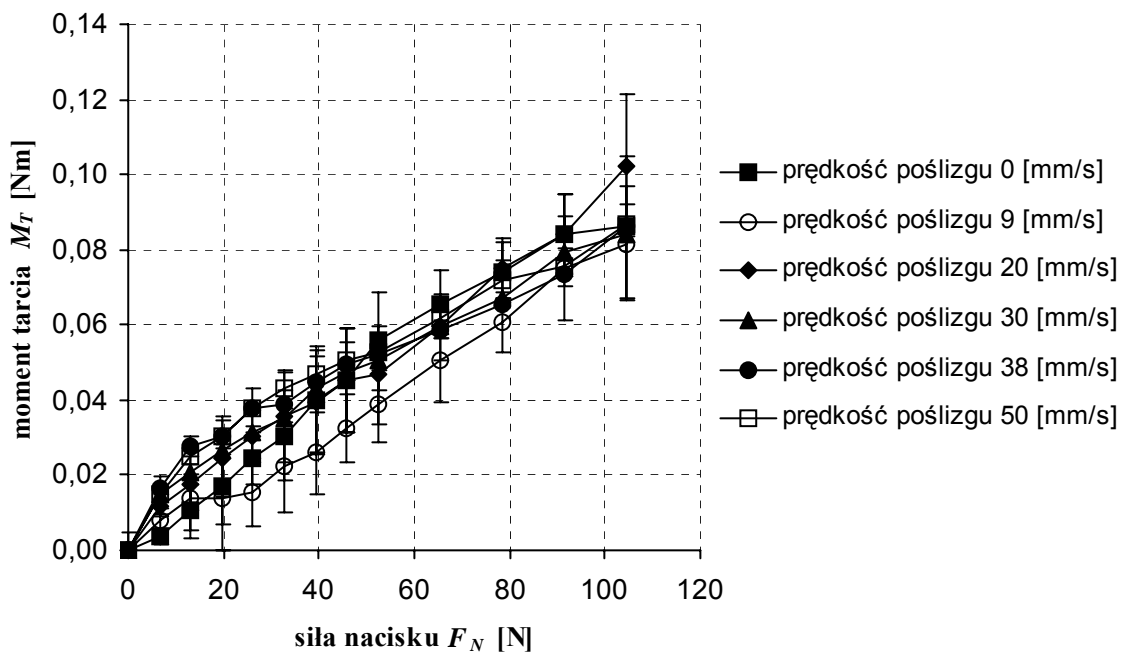
Rys. 72. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-1.



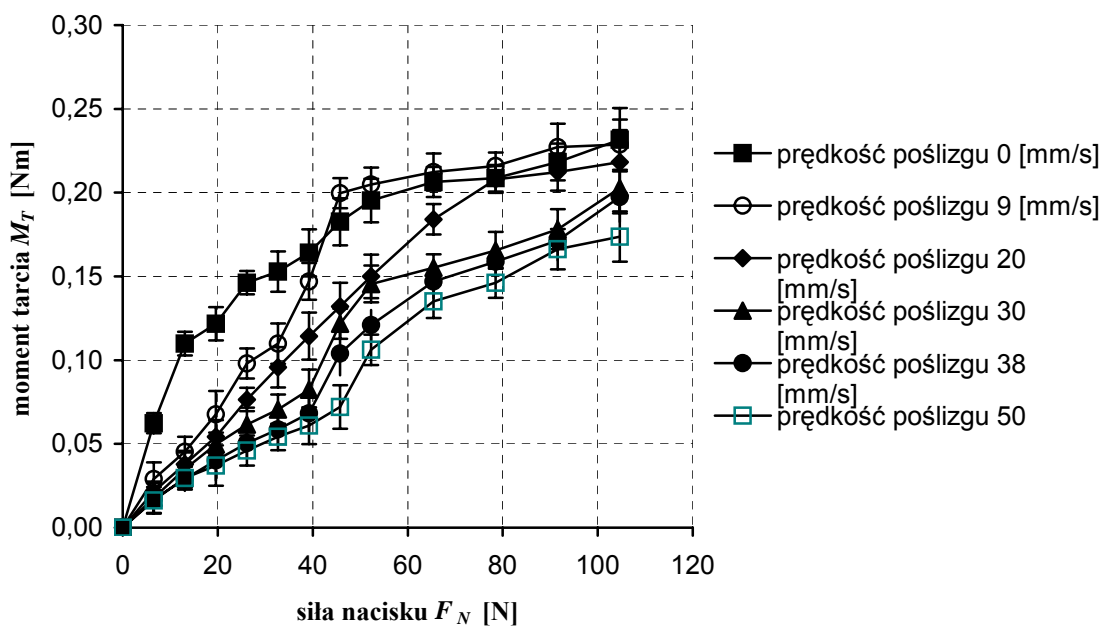
Rys. 73. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-2.



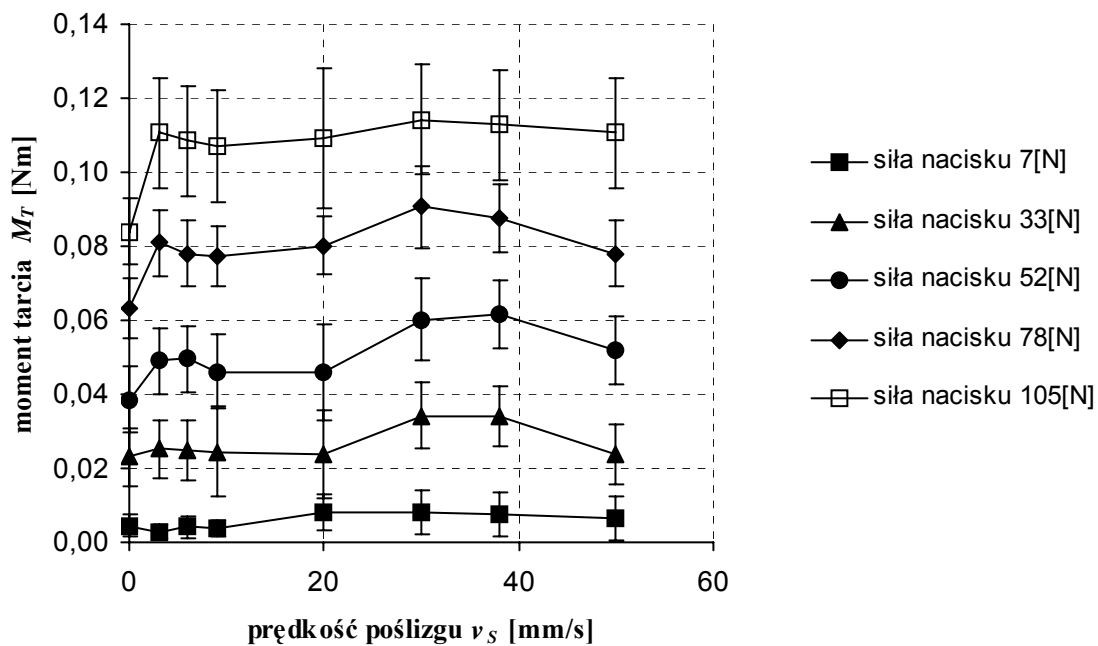
Rys. 74. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-3.



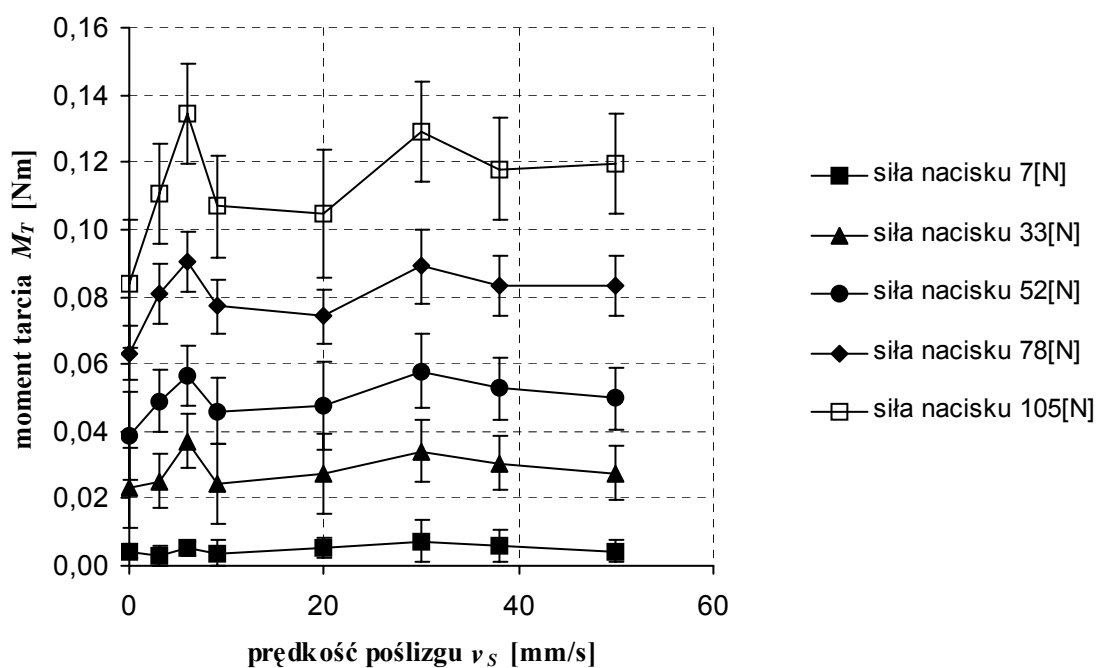
Rys. 75. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-4.



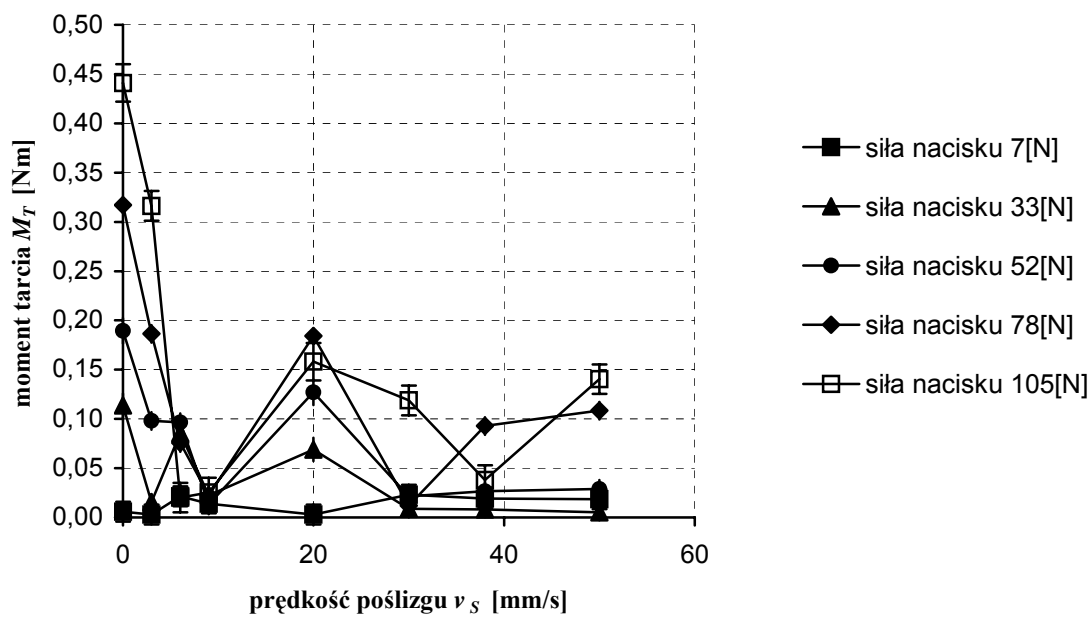
Rys. 76. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-5.



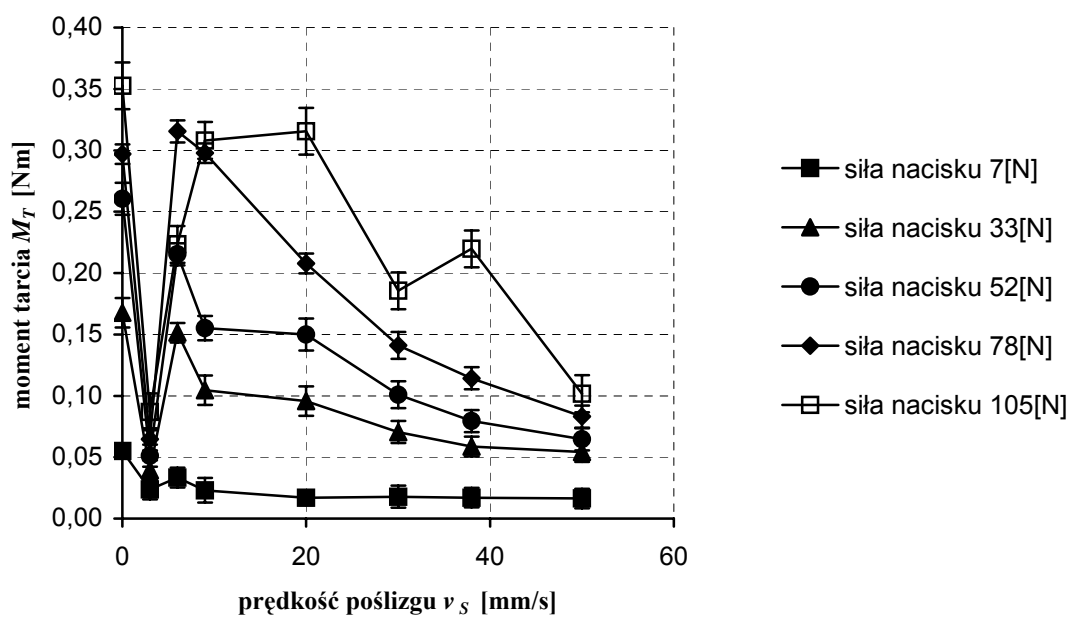
Rys. 77. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki M-45.



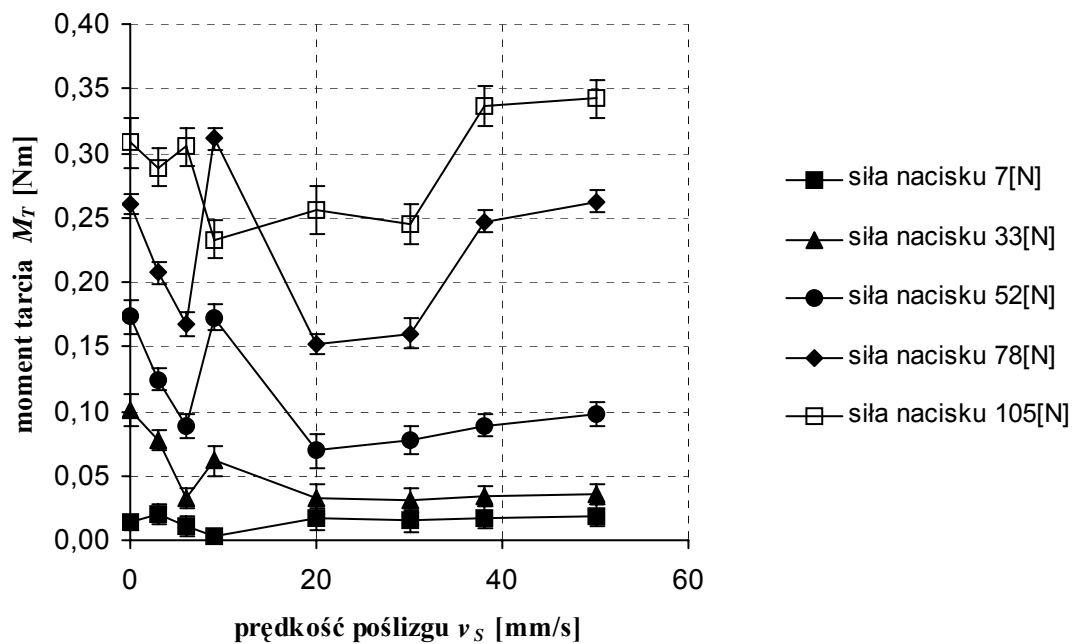
Rys. 78. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki M-52.



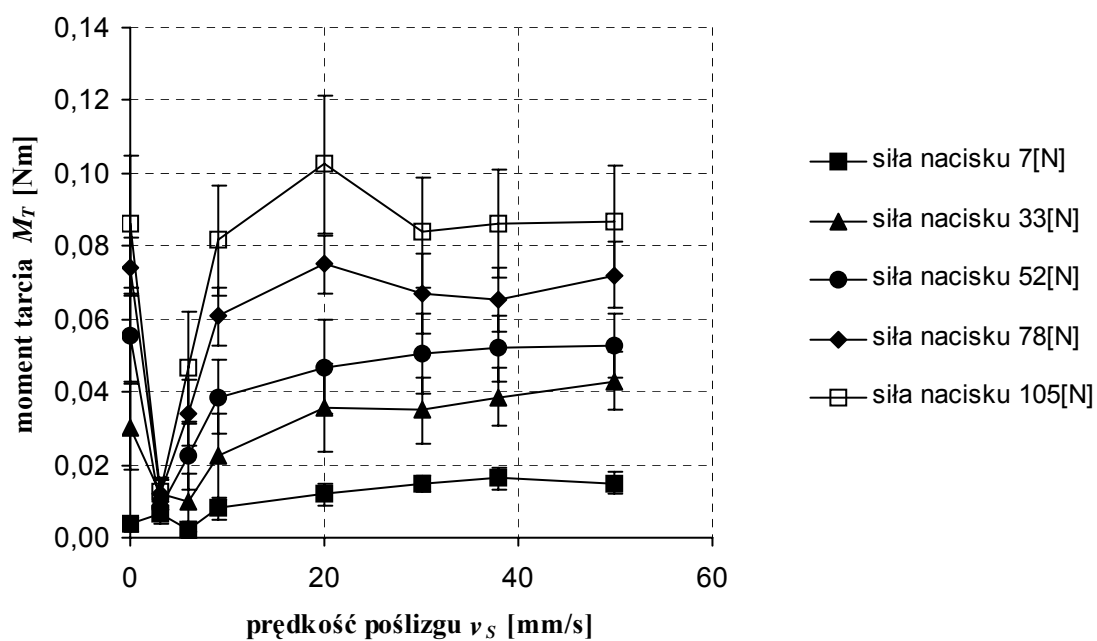
Rys. 79. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki P-1.



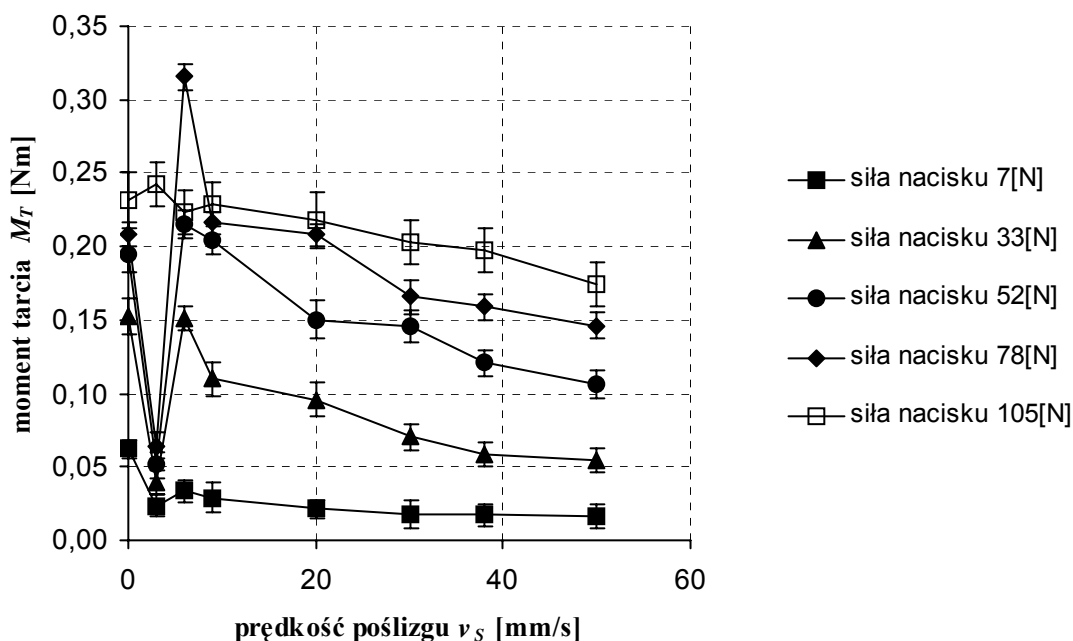
Rys. 80. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki P-2.



Rys. 81. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-3.

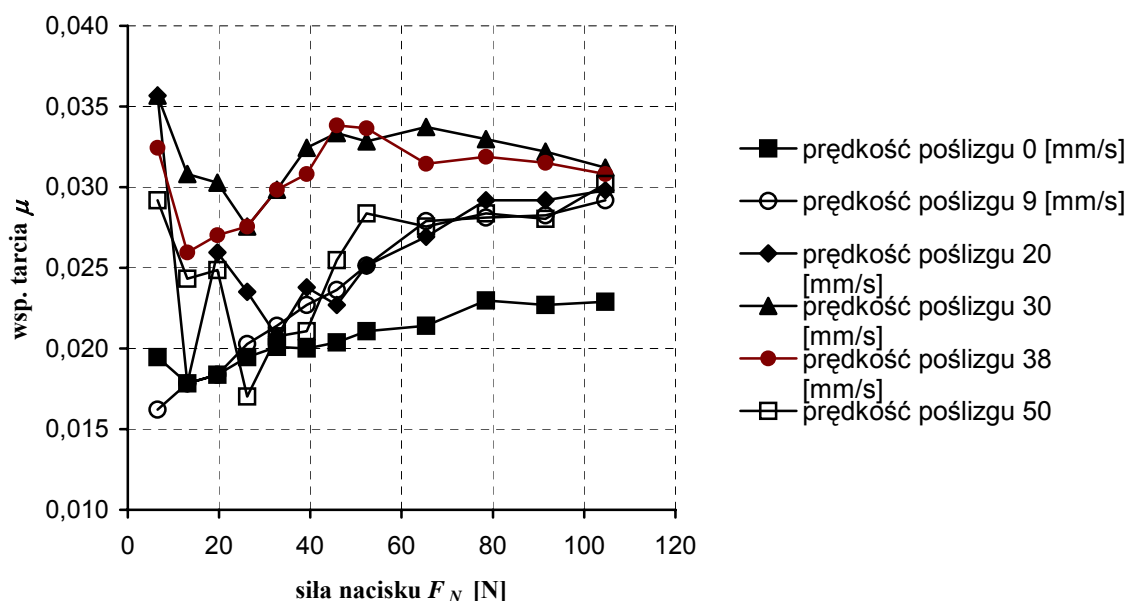


Rys. 82. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-4.

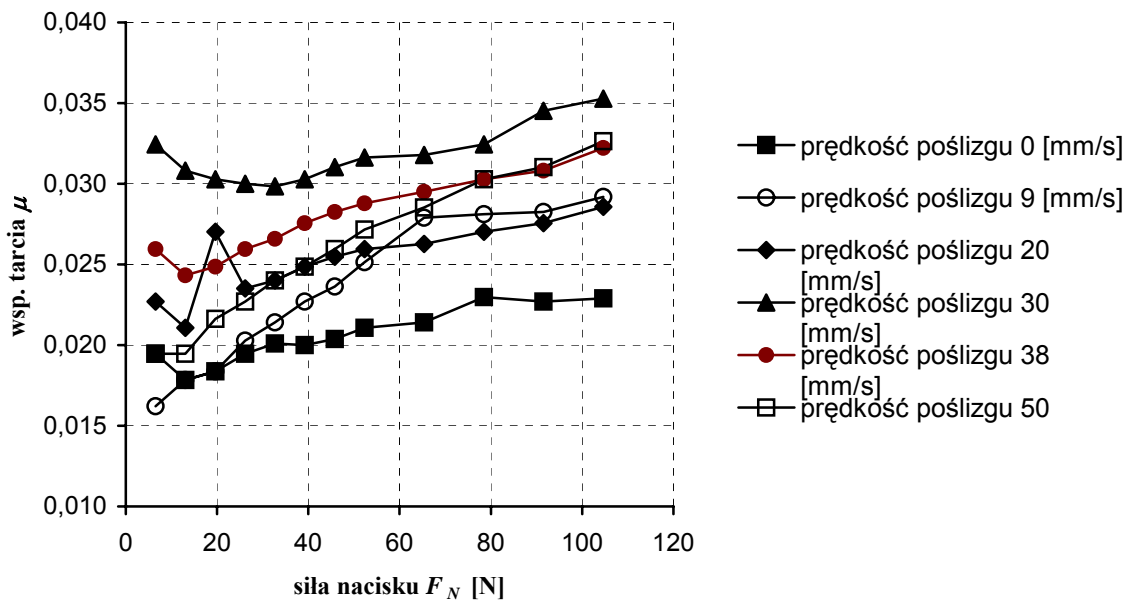


Rys. 83. Moment tarcia  $M_T$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_S$  dla próbki P-5.

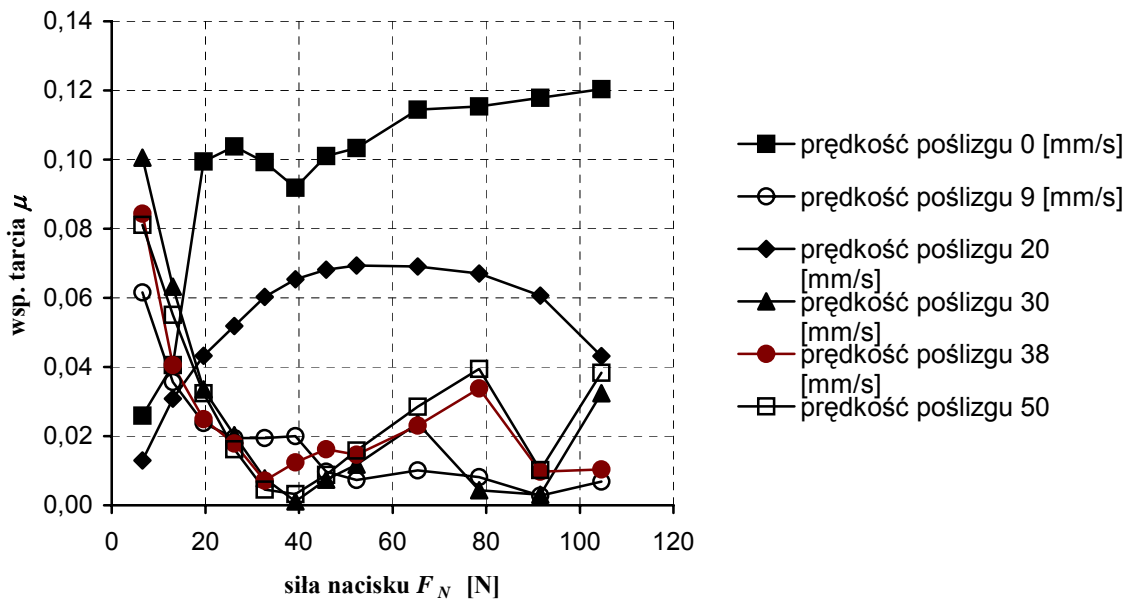
Z wyznaczonego w opisany sposób momentu tarcia  $M_T$ , znając promień obrotu i siłę nacisku  $F_N$ , obliczono współczynniki tarcia  $\mu$  dla poszczególnych prędkości  $v_S$  i sił nacisku  $F_N$ . Wyniki obliczeń przedstawiono w formie wykresów na rys. 84÷97. Ze względu na to, że współczynnik tarcia jest wartością obliczaną ze średniej wartości momentu tarcia na wykresach nie przedstawiono słupków błędów, które są proporcjonalne do przedstawionych na wykresach przebiegu momentów tarcia.



Rys. 84. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-45.

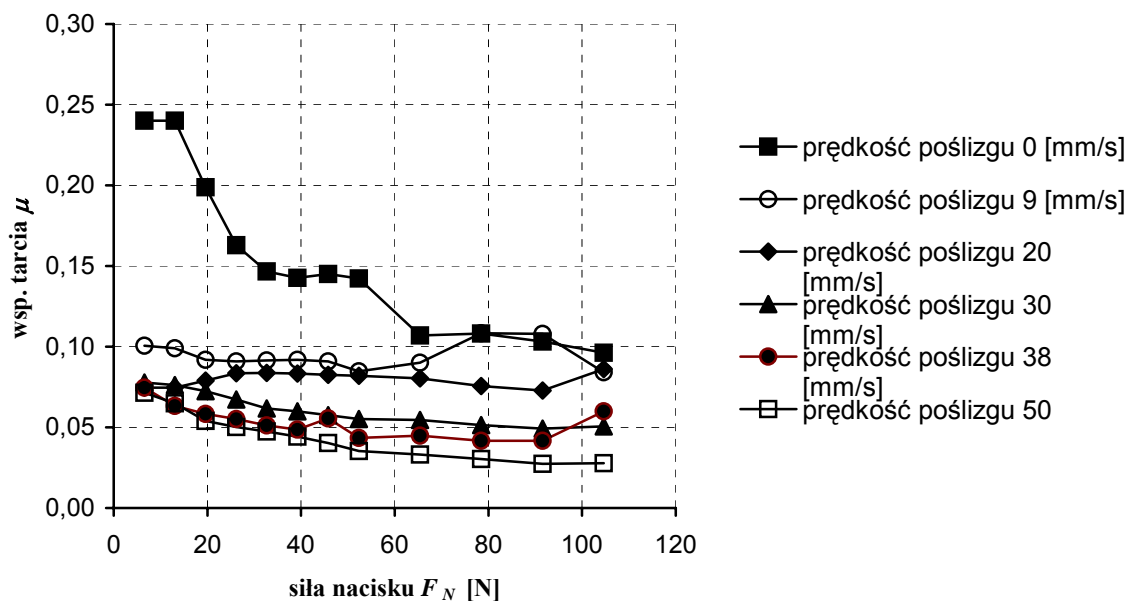


Rys. 85. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki M-52.

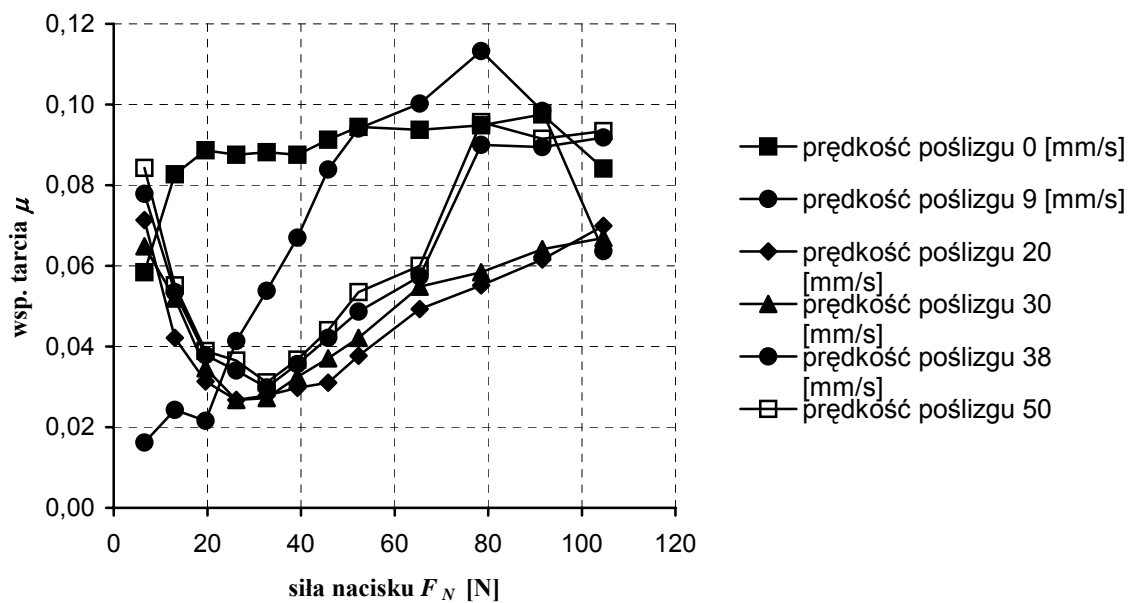


Rys. 86. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-1.

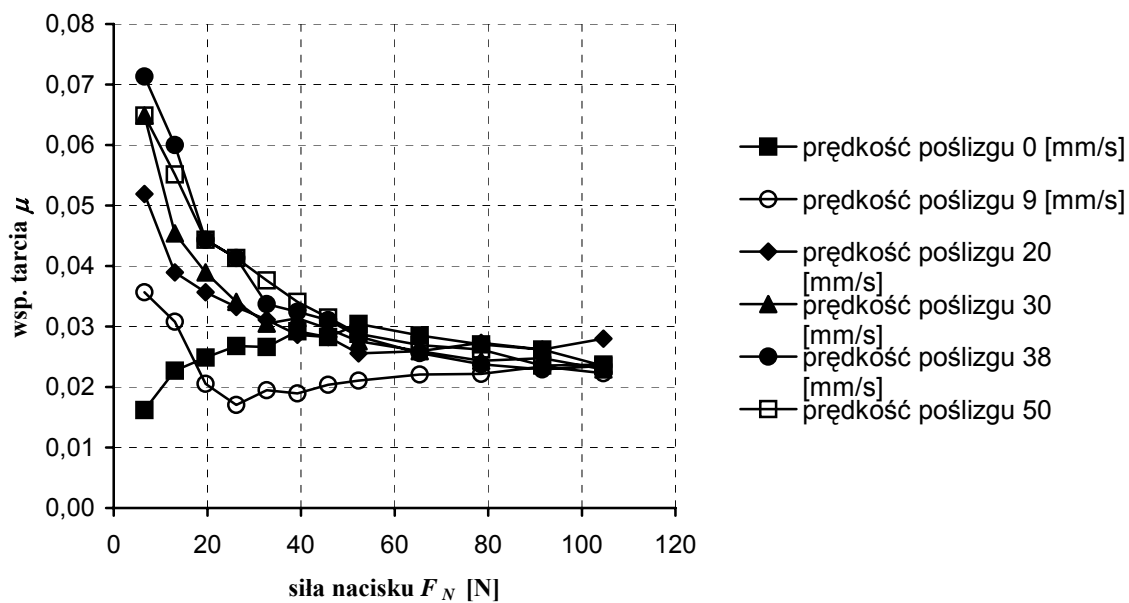




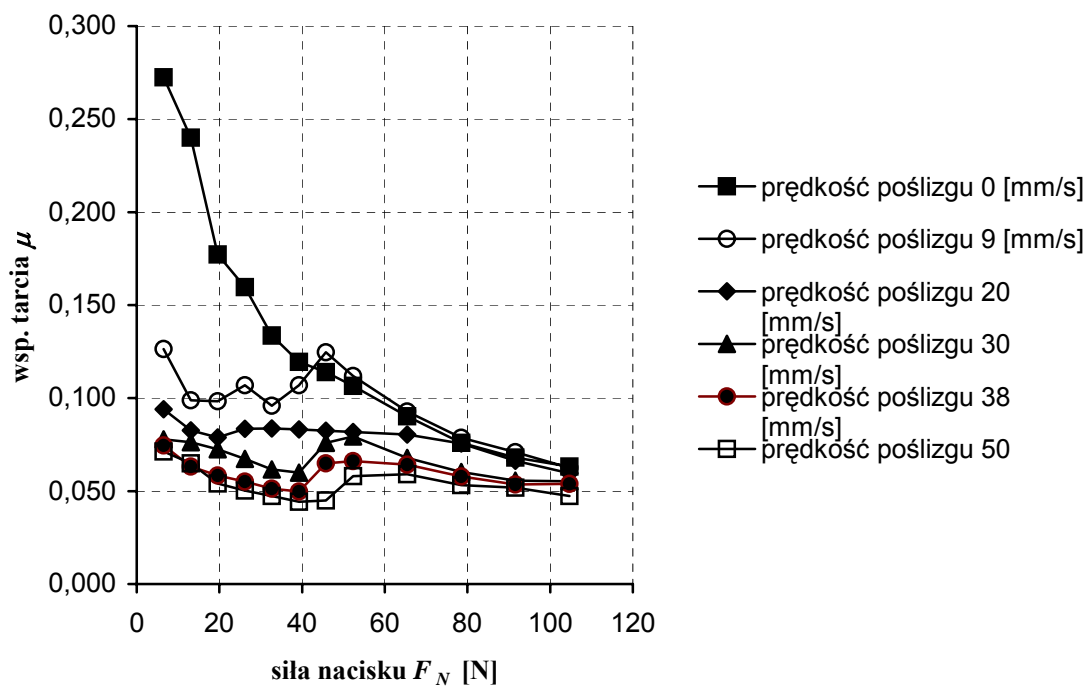
Rys. 87. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-2.



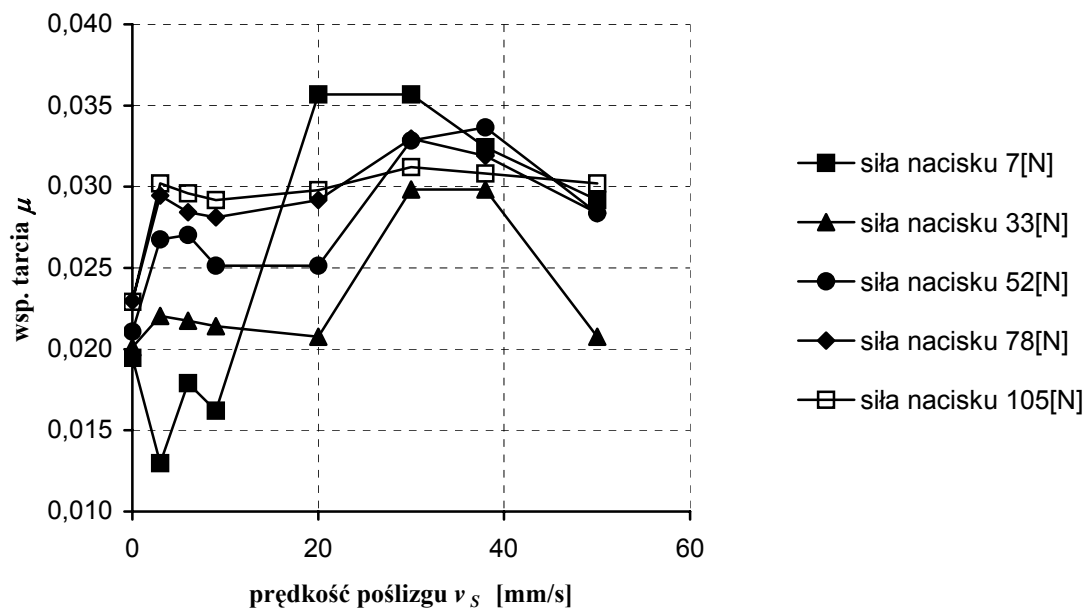
Rys. 88. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-3.



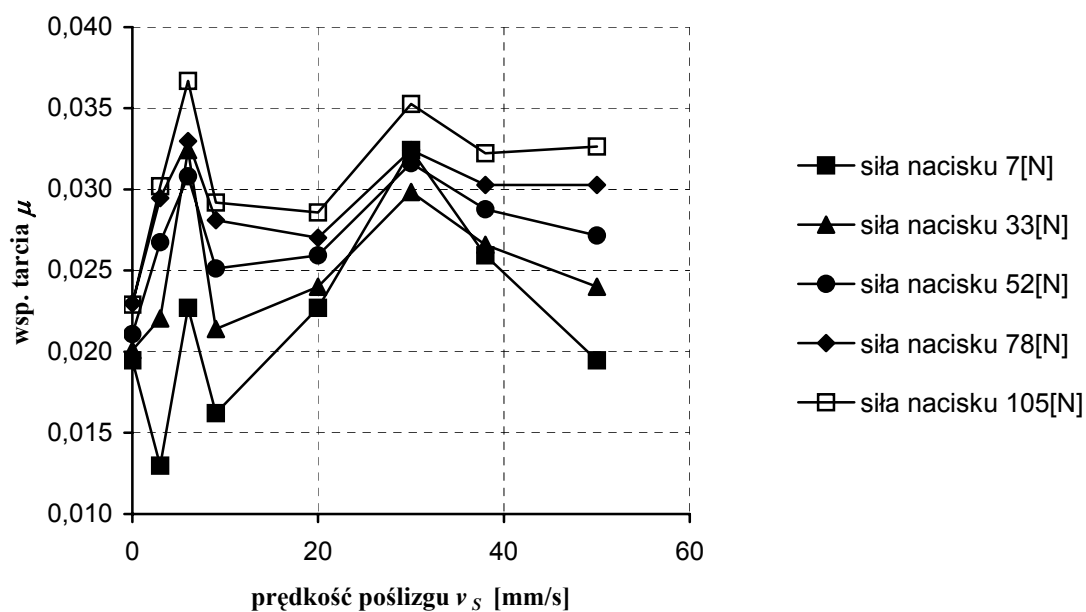
Rys. 89. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-4.



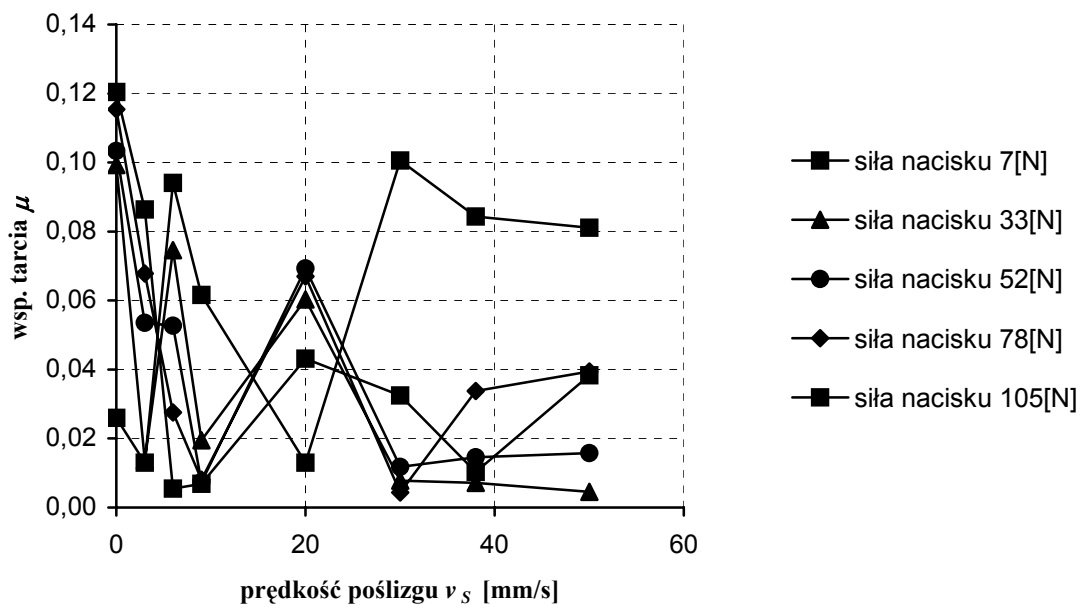
Rys. 90. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla próbki P-5.



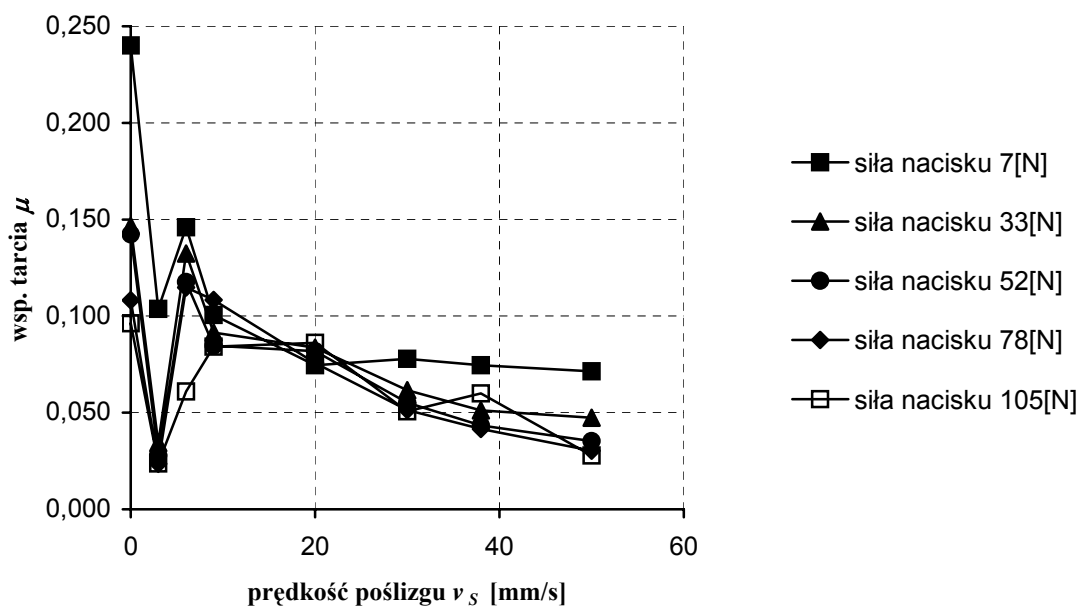
Rys. 91. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki M45.



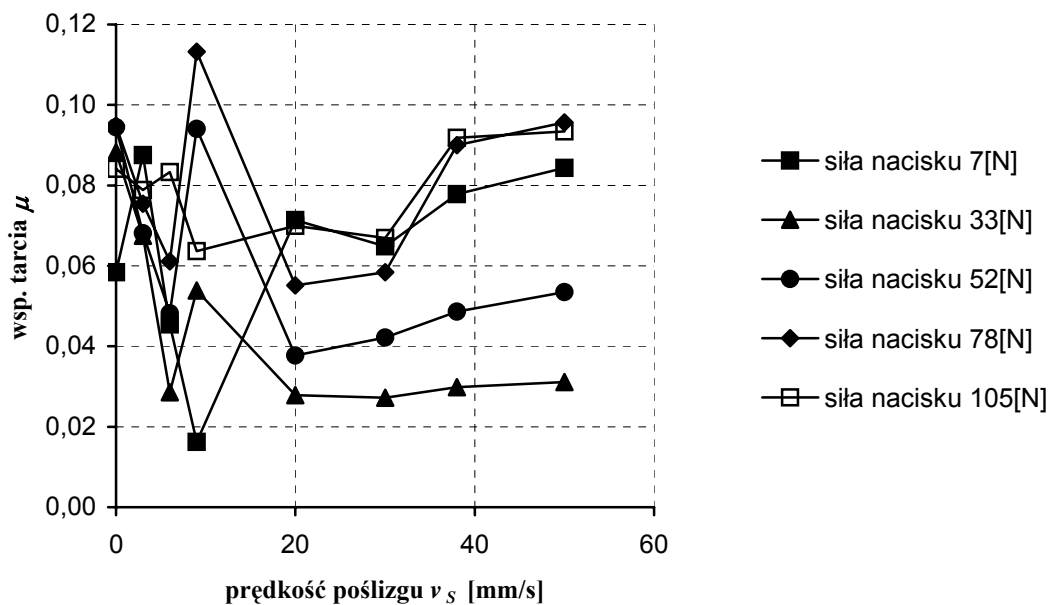
Rys. 92. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki M52.



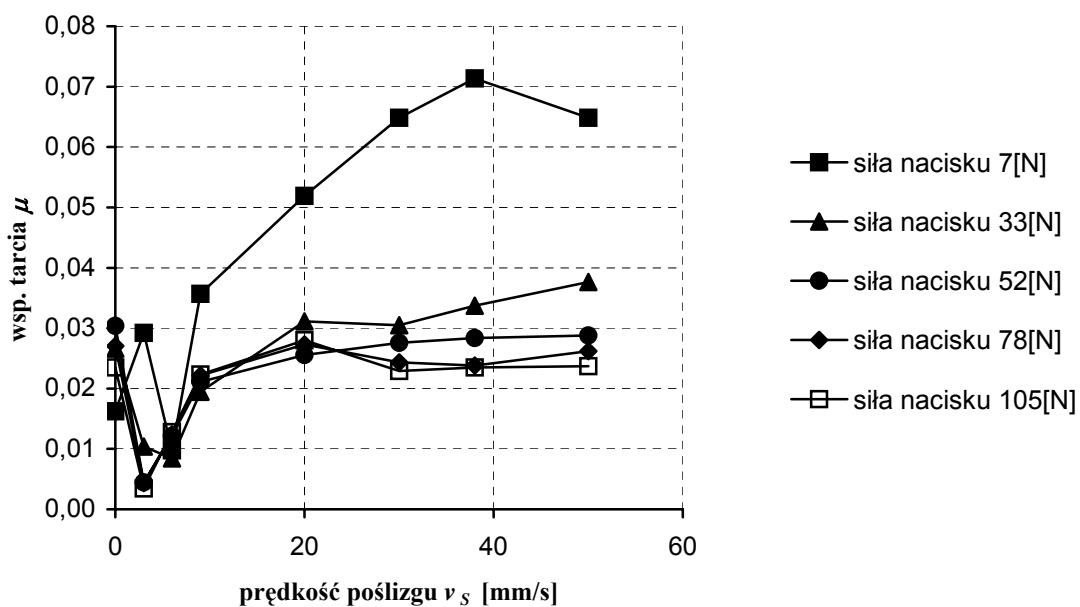
Rys. 93. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki P-1.



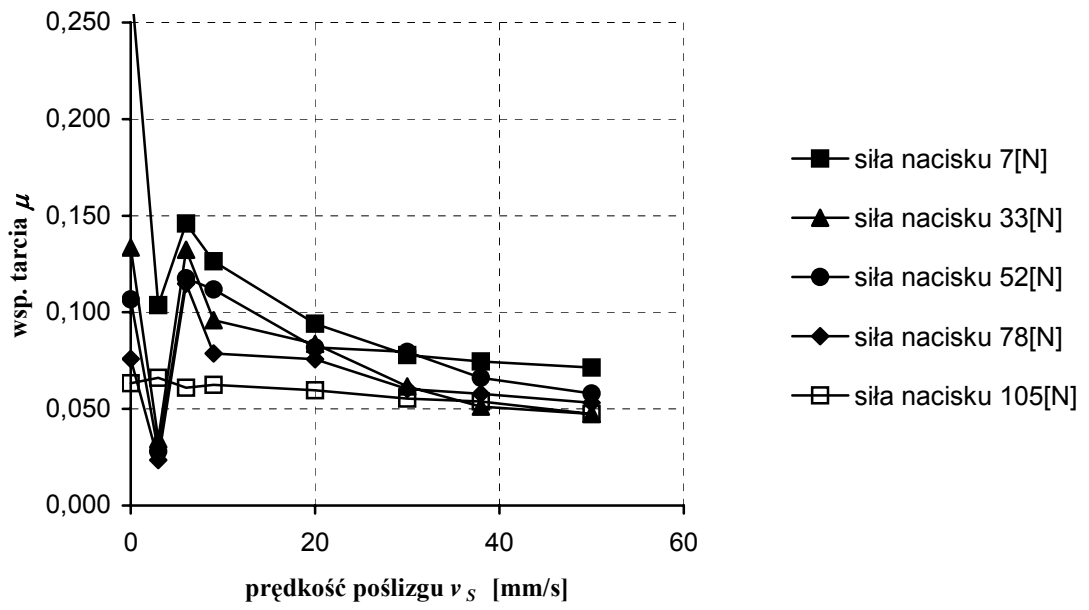
Rys. 94. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki P-2.



Rys. 95. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki P-3.



Rys. 96. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki P-4.



Rys. 97. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji prędkości poślizgu  $v_s$  dla próbki P-5.

### 7.3. Wnioski z pomiarów.

- Wartość współczynnika tarcia ślizgowego dla próbek wzorcowych M-45 i M-52 zawierała się w granicach  $0,012 \pm 0,036$  w zależności od siły nacisku i prędkości poślizgu. Charakterystyczna była tu tendencja rosnąca wraz ze wzrostem siły nacisku. Prędkość poślizgu miała większy wpływ na uzyskane wartości współczynnika tarcia przy mniejszych wartościach siły nacisku. Przy większych siłach nacisku zmiana prędkości poślizgu nie zmieniała w sposób znaczący wartości współczynnika tarcia.
- Dla pary ciernej P-4, uznanej według przeprowadzonej klasyfikacji za zachowaną w najlepszym stanie uzyskano wartości współczynnika tarcia zbliżone do jego wartości dla próbek wzorcowych, lecz tylko dla większych wartości prędkości poślizgu oraz siły nacisku. Charakterystyczne jest „zbieganie się” wartości współczynnika tarcia (rys. 89) od wartości początkowo znacznie większych do wartości  $0,025$  maksymalnych siłach nacisku. Na rys. 93 obserwujemy natomiast powolny wzrost wartości współczynnika tarcia wraz ze wzrostem prędkości. Wartość współczynnika tarcia jest w tym przypadku wyraźnie większa dla minimalnej wartości siły obciążającej. Charakter zmian wartości współczynnika tarcia jest zdecydowanie inny niż w przypadku próbek odniesienia M45 i M52. Próbka P-4 w badaniach wielkości i kształtu pola styku charakteryzowała się najmniejszą wartością nacisku i największą powierzchnią styku, która pod wpływem siły nacisku początkowo szybko się zwiększała, później nieznacznie się zwiększać. Jak zauważono wcześniej spowodowane może to być utratą sztywności chrząstki bez znaczącej zmiany jej grubości. W utracie sztywności chrząstki a przez to niskiej wartości średniego nacisku dopatrywać się należy, zatem przyczyną poprawy wartości współczynnika tarcia przy większych siłach nacisku.
- Próbka P-3, która uznana została za będącą w gorszym stanie niż próbka P-4 zachowuje się w nieco inny sposób. Charakterem zmian wartości współczynnika tarcia przypomina próbki wzorcowe, natomiast wartościami znacznie od nich odbiega. Wartość współczynnika tarcia wykazuje tendencję rosnącą wraz ze zwiększającymi się siłami nacisku. Przy większych wartościach prędkości poślizgu współczynnik tarcia łagodnie zmienia swoją wartość, osiągając jednak szczególnie przy większych siłach nacisku wartości niemalże dwukrotnie wyższe niż w przypadku próbek odniesienia.
- W wynikach uzyskanych dla próbki P-1 trudno doszukać się jakichkolwiek prawidłowości. Uzyskane wartości współczynnika tarcia mają chaotyczny rozkład. W trakcie badań służących do klasyfikacji poszczególnych próbek zauważono, że próbka ta dawała bardzo nieregularne odciski, występowały tam obszary wewnątrz obrysu pola styku gdzie nie dochodziło do kontaktu powierzchni. Nie zauważono jednak miejsc gdzie chrząstka byłaby zdarta

aż do kości. O ile w przypadku wcześniejszych par ciernych ich wygląd po przeprowadzeniu pomiarów momentu tarcia nie zmienił się, to para cierna P-1 uległa znacznym uszkodzeniom. Chrzątka po przeprowadzonych badaniach była postrzępiona, miejscami oderwana od kości a jej fragmenty znajdowały się w cieczy smarującej – płynie Ringera. Produkty zużycia, jakimi były fragmenty chrząstki znajdując się pomiędzy współpracującymi powierzchniami zmieniały chwilowe warunki tarcia i miały przez to wpływ na otrzymane rezultaty.

- Próbki P-2 i P-5 według przeprowadzonej klasyfikacji zostały uznane za próbki w najgorszym stanie. Próbka P-2 charakteryzowała się obszarami gdzie pozbawiona była chrząstki, natomiast próbka P-5 pozbawiona była chrząstki całkowicie. Próbki mają również podobny charakter zmiany wartości współczynnika tarcia w zależności od siły nacisku i prędkości poślizgu. Charakter tych zmian podobny jest do zaobserwowanego na próbce P-4. Wartości współczynnika tarcia z początku osiągające wartości maksymalne wraz ze wzrostem prędkości poślizgu zmniejszają swoją wartość. Proces ten jest tym wyraźniejszy im mniejsza jest siła nacisku a także lepiej zauważalny na próbce P-5, która była całkowicie pozbawiona chrząstki stawowej. Uzyskane wartości współczynnika tarcia są kilkakrotnie wyższe od uzyskanych dla próbek wzorcowych.
- Uzyskane wyniki wskazują, że współczynnik tarcia ślizgowego dla pary cierniej chrząstka – chrząstka, jest wielkością zależną od siły nacisku  $F_N$ , prędkości poślizgu  $v_s$  oraz stanu powierzchni współpracującej pary cierniej. 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 nie ulega jedynie chrząstka, ale również ciecz synowialna decydująca o znakomych własnościach tribologicznych stawów tak, więc porównując dwa stawy: zdrowy oraz patologiczny mamy do czynienia, z co najmniej dwoma zmiennymi: chrząstką oraz cieczą synowialną. Dzięki zastosowaniu zastępczej cieczy smarującej uzyskane różnice w wartościach współczynnika tarcia ślizgowego wynikają tylko z różnic własności chrząstki stawowej.



## 8. Wartości współczynnika tarcia i naprężenia tnącego na powierzchni styku w funkcji fazy kroku dla kolejnych stopni zdegenerowania.

Przeprowadzenie pomiarów momentu tarcia w szerokim zakresie prędkości poślizgu oraz siły nacisku, pozwoliło na porównanie teoretycznego przebiegu obliczonych wartości współczynnika tarcia oraz naprężenia tnącego podczas marszu dla próbek o różnym stopniu zdegenerowania. Teoretyczną analizę zmiany tych parametrów przeprowadzono dla kłykcia przyśrodkowego stawu kolanowego. Oparto się na badaniach Johnsona i Adriacchiego [28], przedstawionych uprzednio w niniejszej pracy (rys. 13, 14). Badania te dotyczyły prędkości poślizgu powierzchni stawowych w stawie kolanowym. Źródłem informacji o siłach nacisku, wyrażonych w procentach masy ciała były natomiast cytowane wcześniej badania Hurwitza [26] (rys. 15).

W przytaczanych pracach stwierdzono, że cykl obciążenia wynikający z jednego kroku podzielić można na dwie fazy. Fazę obciążenia, gdy staw przenosi obciążenie ściskające, oraz odciążenia, w której kończyna wykonuje ruch w powietrzu i jest nieobciążona. Ze względu na charakterystyczną budowę stawu kolanowego obciążenie przenoszone jest zależnie od fazy chodu poprzez kłykiec przyśrodkowy, bądź zewnętrzny stawu. Faza obciążenia całego stawu zwana również fazą podporową stanowi około 60% całego cyklu chodu, niemniej jednak część przyśrodkowa i zewnętrzna stawu nie jest obciążana cały czas w trakcie tej fazy. Wybierając odpowiednie wartości prędkości poślizgu i siły nacisku dla poszczególnych momentów cyklu, stworzono teoretyczny przebieg wartości wsp. tarcia i naprężenia stycznego.

Wartość naprężenia stycznego  $\tau$  została obliczona jako stosunek siły tarcia obliczonej z wartości momentu tarcia, do powierzchni pola styku  $S$ .

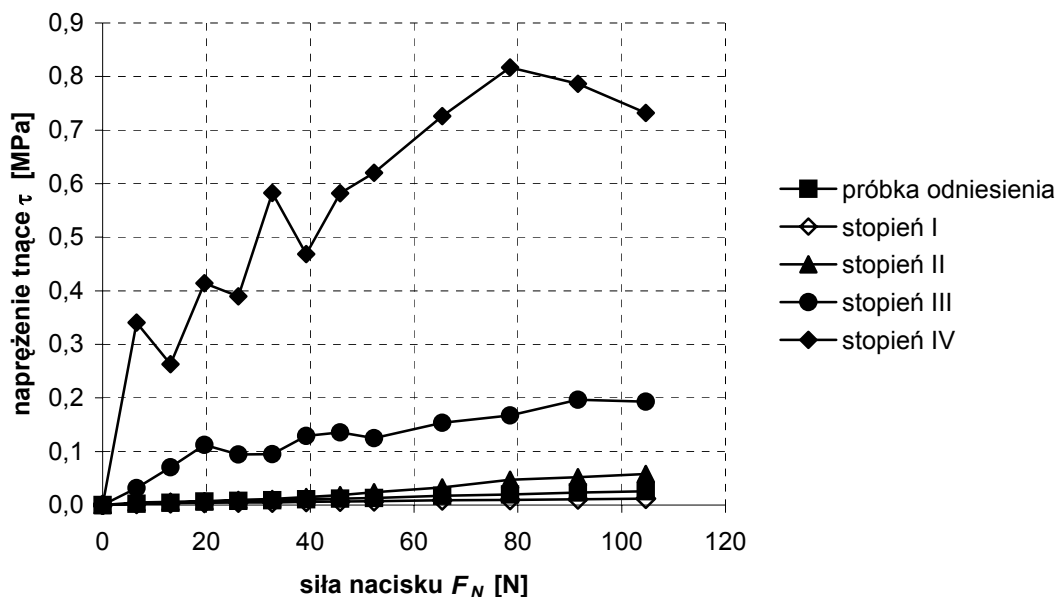
$$\tau = F_T / S \quad (4)$$

$$F_T = M_T / R_l \quad (5)$$

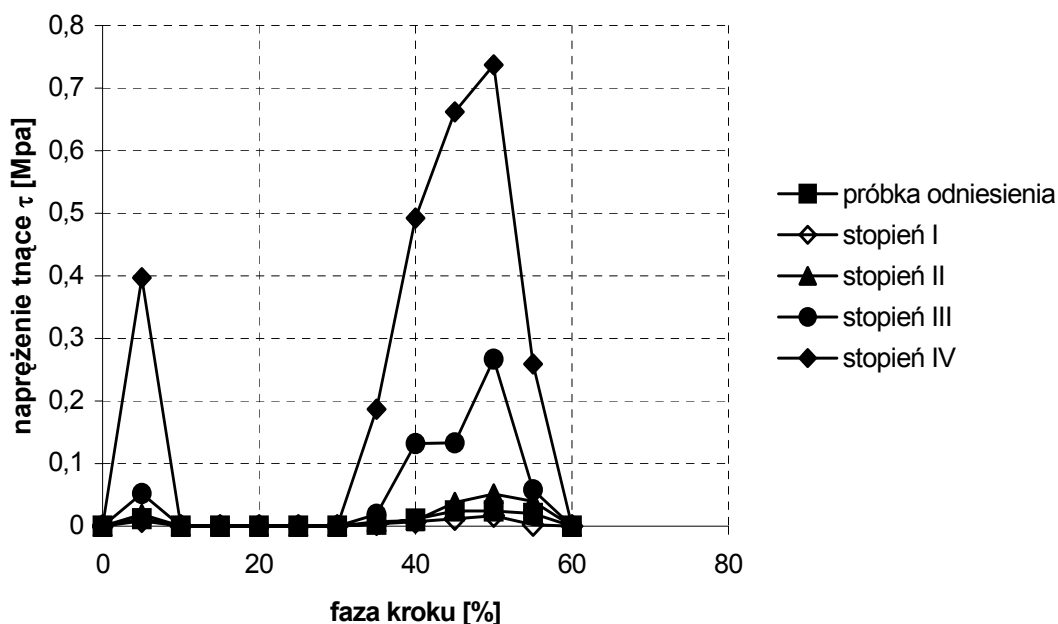
gdzie:  $F_T$  – siła tarcia,  $M_T$  – moment tarcia,  $R_l$  – promień obrotu próbki górnej

Przedstawiona wartość naprężenia stycznego jest, zatem wielkością średnią i teoretyczną. Takie jej przedstawienie pozwala w prosty sposób pokazać różnice wynikające z wartości naprężeń, jakie mogą się pojawić w stawach w poszczególnych stopniach zdegenerowania. Na rysunku 98 przedstawiono wyznaczony w ten sposób przebieg wartości naprężenia stycznego dla prędkości poślizgu  $v_s = 20 \text{ mm/s}$ .

Wartość obliczonego naprężenia stycznego wzrasta wraz z postępem zmian zwyrodnieniowych. Wartości obliczone dla próbki odniesienia oraz próbek w pierwszym i drugim stopniu zdegenerowania nie odbiegają znacząco od siebie, chociaż już na tym etapie uszkodzenia próbek widoczne są różnice.



Rys. 98. Naprężenie tnące na powierzchni styku  $\tau$  w funkcji siły nacisku  $F_N$  dla prędkości poślizgu  $v_s=20$ [mm/s].

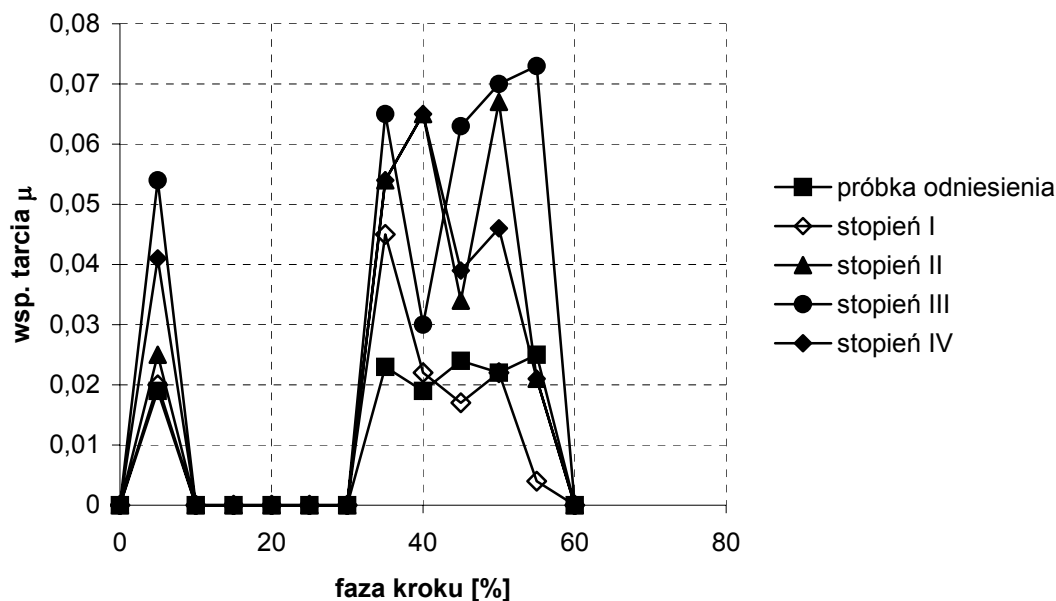


Rys. 99. Naprężenie tnące na powierzchni styku w funkcji fazy kroku.

Przeanalizowanie wyników i wybranie spośród nich wartości odpowiadającym prędkościom poślizgu i siłom nacisku pojawiającym się w trakcie obciążania stawu kolanowego w czasie marszu, według cytowanych wcześniej prac, pozwoliło na przedstawienie obliczonych teoretycznie zmian współczynnika tarcia i naprężenia stycznego w cyklu jednego kroku (rys. 99, 100).

Wyznaczone teoretyczne wartości naprężenia tnącego dla poszczególnych stopni zdegenerowania odbiegają od siebie w znacznym stopniu. Wartości naprężenia tnącego dla próbki odniesienia oraz próbek w pierwszym i drugim stopniu zdegenerowania wykazują podobny charakter zmian wraz z fazą kroku. Dla próbki w drugim stopniu zdegenerowania maksymalny przyrost wartości naprężenia tnącego wynosi 100%. Jest to jednak nieznaczny przyrost w porównaniu z wynikami uzyskanymi dla próbek w trzecim i czwartym stopniu zdegenerowania. Przyrost wartości naprężenia stycznego dla tych próbek jest, bowiem wielokrotnością wartości naprężenia stycznego dla próbki odniesienia.

Za tak duże wartości naprężenia stycznego odpowiedzialny jest fakt, iż wraz ze wzrostem stopnia zdegenerowania ulega zmniejszeniu pole styku, poprzez zwiększenie sztywności chrząstki (zwapnienie) bądź też jej utratę. Odwrotne zjawisko obserwujemy na próbce zakwalifikowanej do I stopnia zdegenerowania. Dla niej wartości naprężenia stycznego są niższe niż dla próbki odniesienia. Dzieje się tak, dlatego, że w początkowej fazie chorób chrząstek stawowych obserwujemy utratę sztywności chrząstki. Przez to zwiększa się powierzchnia pola styku a zatem wartość naprężenia stycznego na powierzchni ulega obniżeniu. Nie ulega natomiast w znaczący sposób charakter zmian wartości naprężenia stycznego, dla wszystkich próbek jego maksymalna wartość występuje w połowie kroku (faza kroku – 50%). Zmniejszenie wartości naprężenia tnącego na powierzchni styku jest jednak niekorzystne tak samo jak jego wzrost. Niższe jego wartości mogą powodować wprawdzie wolniejsze zużycie chrząstki, w której nie przebiegają już w sposób prawidłowy procesy regeneracyjne a jedynynie postępuje proces zwyrodnieniowy. Zmniejszenie sztywności chrząstki, a więc zwiększenie pola styku, co prowadzi w rezultacie do zmniejszenia nacisków można traktować jako działanie obronne organizmu, jest to jednak skutkiem zmian chorobowych, postępujących szybciej niż chrząstka jest się w stanie regenerować. Jest to, zatem nieprawidłowość. Jak głosi prawo Wolfa cytowane w rozdziale 2.2 do zaniku aktywności chondrocytów przyczynia się zarówno przeciążanie stawów jak i ich niedociążenie (patrz rys. 5). Stąd tak wielką uwagę przykładać należy do rehabilitacji u ludzi z postępującą chorobą zwyrodnieniową, szczególnie w jej początkowej fazie, gdy chrząstka nie uległa jeszcze zniszczeniu a wzmożona aktywność chondrocytów stwarza szansę na spowolnienie postępu choroby. Istotnego znaczenia nabiera również umiarkowany wysiłek fizyczny u ludzi zdrowych. Zmiana trybu życia w ostatnich latach, spowodowana wzrostem ilości zawodów wykonywanych w pozycji siedzącej przed monitorem komputera, spopularyzowanie samochodu jako środka transportu, rozpowszechnienie się „odpoczynku przed telewizorem” spowodowała ograniczenie codziennej aktywności fizycznej wynikającej chociażby ze spacerów do i z pracy, pieszych wyjść po zakupy, wchodzenia po schodach czy innych codziennych czynności wykonywanych obecnie przy korzystaniu z samochodu lub windy.



Rys. 100. Współczynnik tarcia  $\mu$  w funkcji fazy kroku.

Kolejnym etapem było wyznaczenie teoretycznego przebiegu współczynnika tarcia w funkcji fazy kroku. Dla próbki odniesienia charakterystyczne jest to, że w fazach podporowych wartość współczynnika tarcia ulega niewielkim wahaniom. Wartości rejestrowane w trakcie badań zawierają się w przedziale  $\mu = 0,02 \pm 0,025$ . Wartości współczynnika tarcia a także szerokość jego zmian rośnie wraz z kolejnymi stopniami zdegenerowania. O ile dla próbki zakwalifikowanej jako I stopień, różnice te w stosunku do próbki odniesienia są niewielkie, to dla kolejnych próbek wartość współczynnika tarcia zwiększa się nawet trzykrotnie. Charakterystyczna dla próbki oznaczonej stopniem I jest znacznie wyższa wartość  $\mu$  w fazie kroku 35%, oraz niższa wartość  $\mu$  dla fazy 55%. W fazie 35% próbki obciążone były niewielką siłą nacisku ( $F_N = 7\text{N}$ ) ale ruch odbywał się ze znaczną prędkością poślizgu ( $v_S = 30\text{ mm/s}$ ). W fazie 55% próbki obciążane były znaczną siłą ( $F_N = 65\text{N}$ ), ruch odbywał się przy niewielkiej prędkości poślizgu. Dla próbki odniesienia uzyskano zbliżone współczynniki tarcia niezależnie od prędkości poślizgu czy siły nacisku. W trakcie badań wykazano jednak znaczną podatność wartości współczynnika tarcia w próbce o pierwszym stopniu zdegenerowania (próbka P-4) na wartości prędkości poślizgu oraz siły nacisku (rys. 89, 96). Dla próbki tej najwyższe wartości  $\mu$  zmierzono dla dużych prędkości poślizgu i niewielkich sił nacisku. Dla sytuacji odwrotnej, gdy siły nacisku są znaczne, natomiast prędkość poślizgu jest niewielka zmierzone wartości współczynnika tarcia należały do najniższych.

## 9. Wnioski końcowe.

1. Przeprowadzenie pomiarów na wybranych próbkach oraz zastępczej cieczy smarującej pozwoliło na uzyskanie zbliżonych warunków pracy wszystkich par ciernych, a więc na możliwość porównania uzyskanych wyników.
2. Przeprowadzenie obserwacji makro i mikroskopowych, pomiaru wielkości i kształtu pola styku oraz struktury geometrycznej powierzchni pozwoliło na usystematyzowanie próbek pod względem ich uszkodzenia. Pozwoliło też na zapoznanie się ze zmianami własności fizycznych, jakie zachodzą w trakcie postępu choroby zwyrodnieniowej. W szczególności, w jaki sposób wraz z postępem choroby zmienia się sztywność chrząstki i jej parametry chropowatości. Stwierdzono zatem obniżenie się sztywności chrząstki stawowej w pierwszym stopniu zdegenerowania, co przejawiało się znacznym wzrostem pola powierzchni styku. Spowodowane było to zniszczeniem struktury macierzy chrząstki, bez jednoczesnego zmniejszenia jej grubości. W kolejnych stopniach degeneracji, zaobserwowano wzrost sztywności chrząstki stawowej przejawiający się zmniejszeniem powierzchni pola styku. Proces ten zachodził z powodu rozszerzania się strefy zwapnionej w chrząstce stawowej oraz zaniku powierzchniowej, miękkiej warstwy chrząstki. W ostatnim z obserwowanych stadiów choroby (czwarty stopień zdegenerowania) badania i obserwacje prowadzono na powierzchni kości korowej. Wielkości pola styku uzyskiwane na tej próbce były wielokrotnie niższe niż w przypadku próbki odniesienia czy próbek we wcześniejszych stadiach degeneracji.
3. Przeprowadzenie pomiarów momentu tarcia w szerokim zakresie prędkości poślizgu i siły nacisku pozwoliło na określenie wpływu tych parametrów na mierzoną wielkość fizyczną. Po obliczeniu z momentu tarcia współczynnika tarcia, możliwe było również określenie wpływu tych parametrów na zmianę wartości współczynnika tarcia. Dla próbki odniesienia wartości współczynnika tarcia zmieniały się w zakresie  $\mu = 0,012 \div 0,029$ , przy czym najniższe wartości rejestrowano przy mniejszych siłach nacisku. Dla próbek zdegenerowanych duże znaczenie dla wartości wsp. tarcia miała nie tylko siła nacisku, ale również prędkość poślizgu. Wraz z jej wzrostem rejestrowano obniżanie się wartości wsp. tarcia. Jego wartości dla tych próbek były wielokrotnie wyższe, w skrajnych przypadkach wynosiły nawet  $\mu = 0,29$ . Duże znaczenie dla własności tribologicznych chrząstki stawowej ma, zatem jej warstwa powierzchniowa. Twarda, połyskliwa powierzchnia w połączeniu ze sprężystą spodnią warstwą występującą na próbce odniesienia, stwarzała najlepsze warunki smarne spośród wszystkich przebadanych próbek. Nawet niewielkie uszkodzenia przejawiające się utratą sztywności warstwy podpowierzchniowej oraz zmatowieniem warstwy powierzchniowej na próbce w pierwszym stopniu zdegenerowania wpływały niekorzystnie na uzyskiwane wartości współczynnika tarcia. W znaczny sposób zmienił się

również jego przebieg. Najniższe wartości zarejestrowano dla mniejszych prędkości poślizgu, niezależnie od siły nacisku, najwyższe natomiast dla dużych prędkości poślizgu i niewielkich sił nacisku. Próbka ta charakteryzowała się niewielką sztywnością, a co za tym idzie znaczną powierzchnią pola styku mierzoną już przy niewielkich siłach nacisku, jednocześnie zniszczona struktura macierzy chrząstki utrudniała wchłanianie i wyciskanie cieczy smarującej przy niższych wartościach siły nacisku. Zjawisko to przejawiało się niższymi wartościami wsp. tarcia w przypadku, gdy znacznie większy był udział ruchu obrotowego do postępowego współpracujących powierzchni, przy niższych siłach obciążających nie zapewniających dobrego smarowania wyciskaną cieczą. Znamienne dla próbek zdegenerowanych w trzecim i czwartym stopniu jest zmniejszanie się wartości współczynnika tarcia wraz ze wzrostem siły nacisku i prędkości poślizgu. Znaczenie ma tu zapewne struktura powierzchni ciernej. Próbki te pozbawione są w zasadzie miękkich warstw chrząstki stawowej, pozostała na nich chrząstka posiada duże ubytki. W przypadku próbki w czwartym stopniu degeneracji powierzchnią cierną jest powierzchnia kości w związku z tym można założyć, że dla tych par cierne smarowanie wyciskaną cieczą nie występuje. Jediną formą smarowania jest, zatem powstający klin smarny, którego skuteczność jest zależna od prędkości poślizgu współpracujących powierzchni. Jednocześnie duże wartości siły nacisku niwelują nierówności powierzchni, zmniejszając w ten sposób jej chropowatość.

4. Przedstawiony w rozdziale 8 teoretyczny przebieg wartości współczynnika tarcia w trakcie marszu dla jednego kroku jest optymalny dla próbki odniesienia. Wartość współczynnika tarcia pozna przyjąć za stałą w całym zakresie obciążania. Podobnie wartości naprężenia stycznego na powierzchni stawowej nie zmieniają się w znaczący sposób w ciągu całego cyklu. Stwarza to korzystne warunki pracy pary ciernej, nie narażając ją nadmiernie na uszkodzenia wynikłe ze zmiennych obciążeń. Wraz ze wzrostem stopnia zdegenerowania wzrastają jednak wartości współczynnika tarcia, co przekłada się na wzrost siły tarcia oraz naprężenia stycznego na powierzchni ciernej. Duże zmiany wartości naprężenia mogą, zatem przyspieszyć powstawanie uszkodzeń mechanicznych chrząstki stawowej. Wyjątkiem jest próbka o pierwszym stopniu zdegenerowania, gdzie wartości naprężenia stycznego są niższe niż w przypadku próbki odniesienia. Niewielkie uszkodzenie tej chrząstki, stwarza szansę na spowolnienie postępu choroby zwyrodnieniowej poprzez zwiększenie aktywności chondrocytów. Aktywność tą można wywołać ćwiczeniami rehabilitacyjnymi.
5. Otrzymane wyniki momentu tarcia, obliczonego współczynnika tarcia czy naprężenia tnącego na powierzchni styku, z pewnością odbiegają od wartości występujących w żywym organizmie. Zostały one zmierzone lub obliczone przy wykorzystaniu zaproponowanego modelu stawu kolanowego. W pracy analizowano jedynie zachowanie próbek chrząstek stawowych pomijając

wpływ właściwości cieczy synowialnej, mającej z pewnością niebagatelne znaczenie na warunki smarowania w stawie synowialnym. Celem jednak było wykazanie wpływu zmian zwyrodnieniowych stawów synowialnych na ich właściwości tribologiczne, stąd też skupiono się na parze ciernej chrząstka – chrząstka, mając na uwadze znaczenie rodzaju cieczy smarującej w prowadzonych badaniach. Zastosowanie cieczy smarującej o niezmiennych parametrach w trakcie trwania pomiaru, w znacznym stopniu ujednoliciło warunki smarowania.

6. Przeprowadzone badania i uzyskane wyniki potwierdzają postawioną tezę. Zmiany zwyrodnieniowe tkanki chrzęstnej zmieniają własności ruchowe stawów synowialnych. Dzieje się tak poprzez zmiany oporów ruchu określone takimi wielkościami fizycznymi jak moment tarcia oraz współczynnik tarcia. Wykazano zmianę wielkości i kształtu pola styku wraz z postępem choroby zwyrodnieniowej. O zmianie własności ruchowych zdegenerowanego stawu synowialnego świadczy również wzrost wartości naprężenia stycznego obliczonego w oparciu o uzyskane dane doświadczalne. Wraz z zaprezentowanym w rozdziale 8 teoretycznym przebiegiem wartości współczynnika tarcia w trakcie marszu dla jednego kroku, wzrost naprężenia stycznego potwierdza w pełni postawioną tezę, gdyż wzrost analizowanych wielkości dla próbek zdegenerowanych jest kilkakrotny w stosunku do wartości uzyskanych dla próbek odniesienia. Realizując powyższe badania potwierdzające postawioną tezę osiągnięto zarazem cele pracy. Uzyskane wyniki stanowią nie tylko wkład w rozwój wiedzy o tkance chrzęstnej, ale mogą również stanowić naukową podstawę dalszego rozwoju stosowanych metod diagnozowania i leczenia.

## 10. Podsumowanie.

W trakcie realizacji pracy osiągnięto postawiony cel, dokonano klasyfikacji pod względem stanu powierzchni dostępnego materiału badawczego, przeprowadzono pomiary momentu tarcia w celu obliczenia współczynnika tarcia ślizgowego, opracowano wyniki co pozwoliło na wyciągnięcie wniosków. Stwierdzono znaczny wpływ stanu powierzchni chrząstki stawowej na pracę stawu synowialnego poprzez zmianę wartości współczynnika tarcia. Przeprowadzenie pomiarów momentu tarcia przy zmiennych prędkościach poślizgu i siłach nacisku pozwoliło na prześledzenie charakteru zmian wartości współczynnika tarcia ślizgowego. Przebieg zmian okazał się być inny dla chrząstek uznanych za anatomicznie poprawne od chrząstek zdegenerowanych. Najwyraźniej zaobserwowano to na przykładzie próbek niemalże całkowicie pozbawionych chrząstki stawowej. Dobór próbek pozwolił na prześledzenie skutków niszczenia stawu synowialnego w różnych jego aspektach, począwszy od zmian własności chrząstki bez zmiany jej grubości (próbka P-4) poprzez zmniejszanie się grubości chrząstki, drobne ubytki i odrywanie się chrząstki w trakcie pracy (próbka P-1) aż do sytuacji gdzie występuje współpraca pary ciernej kość – kość (próbka P-5). Przeprowadzenie badań na wyidealizowanych próbkach, wyciętych z różnych głów kości udowych bądź kłykci stawu kolanowego, zastosowanie jako środka smarnego płynu Ringera pozwoliło na uzyskanie zbliżonych warunków pracy wszystkich par ciernych, co byłoby znacznie trudniejsze dla badań prowadzonych na całych stawach gdzie wpływ cech osobniczych byłby z pewnością większy. Przeprowadzone badania nie wyczerpują zagadnienia zmian własności tribologicznych chrząstki stawowej i muszą być z pewnością kontynuowane w celu lepszego zrozumienia zjawisk zachodzących w stawach synowialnych.



## 11. Literatura.

- [1] Armstrong C.G., Mow V. C., Lai W. M., *An analysis of unconfined compression of articular cartilage*. Journal of biomechanical engineering Vol. 106/1994, 165 – 173.
- [2] Ateshian G. A., Lai W. M., Zhu W. B., Mow V. C. *An asymptotic solution for the contact of two biphasic cartilage layers*. Journal of biomechanics Vol. 27/1994, 1347 – 60.
- [3] Ateshian G. A., Wang H., Lai W. M., *The role of interstitial fluid pressurization and surface porosities on the boundary friction of articular cartilage*. Journal of biomedical engineering, Vol. 120/1998, 241 – 251.
- [4] Badurski J. E., *Chondroprotekcja w leczeniu osteoartrozy*. Postępy osteoartrologii 1989, 43-47
- [5] Berrien L. S., Furey M. J., Veit H. P., Gregory E. M., *The effect of collagenase-3 on the in vitro wear of bovine articular cartilage*. Biotribology Session, Fifth international tribology conference, Brisbane, Australia, December 6-9 1998
- [6] Będziński R., *Biomechanika inżynierska – zagadnienia wybrane*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [7] Bloebaum R. D., Willson A.S., *The Morphology of the surface of articular cartilage in adult rats*. Journal Anatomy, Vol. 131/1980, 333-346.
- [8] Burcan J., Witosławski P., Cwanek J. „Badanie oporów ruchu endoprotez.” Mechanika w Medycynie, Rzeszów 2000, str. 43 – 46.
- [9] Burcan J., Witosławski P., Żytniński M., Rehak L. „Badanie oporów ruchu endoprotezy ceramicznej.” Mechanika w Medycynie, Rzeszów 2000, str. 47 – 49.
- [10] Burkhardt B. M., *Development and design of a test device for cartilage wear studies*. Mechanical Engineering, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blackburg, VA, December 1988
- [11] Charnley J., *The lubrication of animal joints*. Symposium of biomechanics. Institution of Mechanical Engineering, Londyn 1959
- [12] Czyrny Z., *Badanie obrazowe w diagnostyce chrząstki stawowej*. Acta Clinica, tom1, nr1, marzec 2001
- [13] Dowson D., Gillis B. J., *Penetration of metallic femoral components into polymeric tibial components observed in a knee joint simulator*. Am. Chem. Soc. Sym. Vol 287/1985 Polymer wear and its Control, 215 – 228
- [14] Dowson D., Unsworth A., Cooke A. F. Gvozdanovic D. „Lubrication of joints. An introduction to the biomechanics of joints and joint replacement” Mechanical Engineering Publications, LTD London 1981.
- [15] Fein R. S., *Are synovial joints squeeze film lubricated?* Proc. Inst. Mechanical Engineering 181:125-128
- [16] Furey M. J., *Joint lubrication*. [In:] The biomedical engineering handbook, second edition., Joseph Ed., Bronzino D., CRC Press LLC 2000.

- [17] Gburek Z., *Czynniki metaboliczne w patogenezie osteoartrozy*. Postępy osteoartrologii, 1989.
- [18] Gierzyńska – Dolna M., *Biotribologia*. Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002.
- [19] Grodzinsky A. J., Frank E. H., Kim Y. J., Bushmann M. D., *The role of specific macromolecules in cell-matrix interactions and matrix functions: physicochemical and mechanical mediators of chondrocyte biosynthesis*. Comper, Extracellular Matrix, Harwood Academic Publishers, Melbourne 1996, 310-334
- [20] Guilak F., Sah R. L.-Y., Settonm L. A., *Physical regulation of cartilage metabolism*. [In:] Basic orthopaedic biomechanics., Mow C. V., Hayes W. C., Lippincott-Raven Publish., Philadelphia 1997, 179-207.
- [21] Hersh J. F., Hillberry B. M., Kettelkamp D. B. *Laboratory knee simulating testing, preliminary results on three prostheses*. Transactions, Orthopaedic Research Society Vol. 6/1981, 211.
- [22] Higginson G.R., Unsworth A., *The lubrication of natural joints*. In: *Tribology of natural and artificial joints*. Amsterdam, Elsevier Scientific 1981
- [23] Hobato M.C., Perie D., *In vivo determination of contact areas and pressure of the femorotibial joint using non – linear finite element analysis.*, Clinical Biomechanics 1998, 394 – 402.
- [24] Holm, S. *Nutrition of the intervertebral disc transport and metabolism*. Goteborg 1980.
- [25] 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.
- [26] Jay D. J. *Characterization of bovine synovial fluid lubricating factor, PartI, Chemical surface activity and lubrication properties*. Connective tissue research, Vol. 28/1992, 71 – 88.
- [27] Johnson T., Adriacchi T., Laurent M. *Develot of a knee wear test method based on prosthetic in vivo slip velocity profiles*. 46th Anual Meeting, Orthopaedic Research Society, 12 – 15.05.2000 Orlando, Florida.
- [28] Kampen G. P. J., Stadt R. J. *Cartilage and chondrocyte responses to mechanical loading in vitro*. [In:] Joint Loading. H. J. Helminen et al., Wright, Bristol, 1987, 112 – 125
- [29] Kim Y. J., Sah R. L.-Y., Grodzinsky A. J., Plaas A. H., Sandy J. D. *Mechanical regulation of cartilagebiosynthetic behavior: phisical stimuli*. Archives of biochemistry and biophysics 311/1994, 1 – 12.
- [30] Lai W., Mov V. *Ultrafiltration of synovial fluid by cartilage*. J. Eng. Mech. Div. Trans. ASCE, 104/1978, 79 – 96.
- [31] Lipshitz H. Etheredge R. *In vitro wear of articular cartilage*. Journal of bone joint surgery, Vol 57-A/june 1975, 527-534.

- [32] Lipshitz H., Glimcher M. J. *A technique for the preparation of plugs of articular cartilage and subchondral bone*. Journal of Biomechanics, Vol. 7, 293 – 298.
- [33] Lipshitz H. Glimcher M. J. *In vitro studies of wear of articular cartilage II. Characteristics of the wear of articular cartilage when against stainless steel plates having characterized surfaces*. Wear, Vol 52/1979, 297 – 337.
- [34] Mansour J. M., Mov V. C. *On the natural lubrication of synovial joints: Normal and degenerated*. Journal of lubrication technology, April 1977, 163 – 173.
- [35] Maroudas A. *Hyaluronic acid films*. Proc. Inst. Mech. Eng., 1967/181: 122 – 124.
- [36] McCutchen C. W. *Mechanisms of animal joints: Sponge – hydrostatic and weeping bearings*. Nature, (London), 184/1959, 1284 – 1285.
- [37] McCutchen C. W. *The frictional properties of animal joints*. Wear, Vol. 5/1962, 1 – 17.
- [38] Mow V. C. *Friction, lubrication and wear of diarthrodial joints*. [In:] Basic orthopaedic biomechanic. Mov V. C., Hayes W. C., Raven Press Ltd., New York 1991.
- [39] Mow V. C. *The role of lubrication in biomechanical joints*. Joints lubrication technology, ASME 1969.
- [40] Mow V. C., Bachrach N. M., Setton L. A., Guilak F. *Stress, strain, pressure and flow fields in articular cartilage and chondrocytes*. Cell mechanics and cellular engineering., Springer, New York 1994, 345-379.
- [41] Oczóś K., Liubimov V. *Struktura geometryczna powierzchni*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 2003.
- [42] Owellen M. C. *Biotribology: The effect of lubricant and load on articular cartilage wear and friction*. Mechanical Engineering, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, VA, Juli 1997.
- [43] Pappas M. J., Buechel F. F. *On the use of a constant radius femoral component in meniscal bearing knee replacement*. Journal of Orthopaedic Rheumatology, Vol., 7/1994, 27 – 29.
- [44] Paul I., Chernack R., Manzi S. F. *Total knee prosthesis deterioration*. Department of Mechanical Engineering, Massachusetts Institute of Technology, Industrial Liaison Program 1980.
- [45] Popko J. *Zmiany zwyrodnieniowe chrząstki stawowej*. Wydawnictwo Uczelniane Akademii Medycznej w Białymstoku, Białystok 1990.
- [46] Popko J., Dąbrowski J.R., *Badania tribologiczne chrząstki stawowej i wybranych materiałów implantacyjnych*. Tribologia Vol. 3/2000, 323 – 331.
- [47] Radin E. L., Paul I. L. *Response of joints to impact loading, In vitro wear test.*, Arthritis i rheumatism, Vol. 14, No 3, May – June 1971.
- [48] Rovick J. S., Shrager R. J., Walker P. S. *Relation between knee motion and ligament length patterns*. Clinical Biomechanics Vol. 9/1991, 213 – 220.

- [49] Schroeder M. *Biotribology: Articular cartilage friction, wear and lubrication*. Mechanical Engineering, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, VA, Juli 1995.
- [50] Seller P., Dowson D. Wright V. *The rheology of synovial fluid*. Rheology acta, Vol. 10/1971, 2 – 7.
- [51] Shaw J. A, Murray D. G. *Knee joint simulator*. Clinical Orthopaedic Vol. 94, 15 – 23.
- [52] Simon W. H. *Wear properties of articular cartilage*. Invitro, Section on rheumatic diseases, Laboratory of experimental pathology, National Institute of Arthritis and Metabolic Diseases, National Instytut of Health, February 1971.
- [53] Sokoloff L. *Loading and motion in relation to ageing and degeneration of joints: Implications for prevention and treatment of osteoarthritis*. Joint loading, Bristol 1987, 412 – 420.
- [54] Sokoloff L. *The joints and synovial fluid*. Vol. I, Academic Press, New York, 1978.
- [55] Sokoloff L., Davis W. H., Lee S. L. *A proposed model of boundary lubrication by synovial fluid: Structuring of boundary water*. Journal of Biomechanical Engineering, Vol 101/1979, 185 – 192.
- [56] Stachowiak G. W., Batchelor A. W., Griffiths L. J. *Friction and wear changes in synovial joints*. Wear, Vol 171/1994, 135 – 142.
- [57] Stallforth H., Ungethum M. *Die tribologische Testung von Knieendoprothesen*. Biomedizinische Technik. Biomedical engineering Vol 23/1978, 295 – 304.
- [58] Stockwell R. A. *The inter – relationship of cell density and cartilage thickness in mammalian articular cartilage*. Journal Anatomy 109/1971, 411 – 421.
- [59] Swann D. A., Radin E. L. Hendren R. B. *The molecular basis of articular lubrication: Part I. Purification and properties of a lubricating fraction from bovine synovial fluid*. Journal Biol. Chem. Vol. 247, 8069 – 8073.
- [60] Sylwanowicz W. *Mały atlas anatomiczny*. PZWL, Warszawa 1984.
- [61] Torzilli P. A., Mov V. C. *On the fundamental fluid transport mechanisms through normal and pathological articular cartilage during friction*. Journal of biomechanics Vol. 9/1976, 541 – 552.
- [62] Unsworth A. *Tribology of human and artificial joints*. Proc. I. Mech. E., Part II: Journal of engineering in medicine Vol. 205/1991.
- [63] Walker P. S., Dawson D., Longfield M. D., Wright V. *Boosted lubrication in synovial joints by fluid entrapment and enrichment*. Ann. Rheum. Dis. Vol. 27/1968, 512-520.
- [64] Walker P. S., Blunn W. G. *A knee simulating machine for performance evaluation of total knee replacements*. Journal of biomechanics, Vol. 30/1997, 83 – 89.

- [65] Walker P. S., Hsieh H. H. *Conformity in condylar replacement knee prostheses*. The journal of bone and joint surgery Vol. 59B/1977, 222 – 228.
- [66] Walker P. S., Unsworth A., Dowson D., Sikorski J., Wright V. *Mode of aggregation of hyaluronic acid protein complex on the surface of articular cartilage*. Ann. Rheum. Dis. Vol. 29/1970, 591-602.
- [67] Wang C. C – B., Hung C. T, Mow V. C. *An analysis of effects of depth – dependent aggregate modulus on articular cartilage stress – relaxation behavior in compression*. Journal of Biomechanics Vol. 34/2001, 75 – 84.
- [68] Woo S., Mow V. C. *Biomechanical properties of articular cartilage*. [In:] Handbook of bioengineering. Skalak R., Chien S., McGraw – Hill Book Company, New York 1987.