

POLITECHNIKA WROCLAWSKA
WYDZIAŁ MECHANICZNY
Instytut Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn

Na prawach rękopisu

Raport z serii PRE nr 8/07

PRACA DOKTORSKA

mgr inż. Piotr KOWALEWSKI

**Modelowanie tarcia
w endoprotezie stawu kolanowego**

Promotor:
dr hab. inż. Wojciech Wieleba

Słowa kluczowe:
tribologia, modelowanie tarcia
endoproteza stawu kolanowego

WROCLAW 2007

SPIS TREŚCI

1	WSTĘP	5
2	PRZEGLĄD LITERATURY – ANALIZA STANU WIEDZY	6
2.1	Alloplastyka stawu kolanowego.....	6
2.1.1	Rodzaje stosowanych endoprotez	6
2.1.2	Biomechanika stawu kolanowego.....	7
2.1.3	Złożoność ruchu elementów endoprotezy	10
2.1.4	Problemy eksploatacyjne endoprotez stawu kolanowego.....	12
2.1.5	Podsumowanie	13
2.2	Zagadnienia tribologiczne występujące w endoprotezach stawu kolanowego	13
2.2.1	Specyfika węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego.....	14
2.2.2	Materiały stosowane w węzłach tarcia endoprotez stawu kolanowego.....	15
2.2.3	Charakter styku w strefie tarcia	19
2.2.4	Badania tribologiczne endoprotez.....	21
2.2.5	Rodzaje zużycia elementów trących endoprotez stawu kolanowego	22
2.2.6	Podsumowanie	28
2.3	Zagadnienia związane z modelowaniem tarcia endoprotezy stawu kolanowego	29
2.3.1	Własności mechaniczne polimeru PE-UHMW.....	29
2.3.2	Wpływ skojarzenia materiałowego na współczynnik tarcia	33
2.3.3	Wpływ parametrów ruchowych na wartość współczynnika tarcia	35
2.3.4	Badania tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym	37
2.3.5	Badania tarcia przy styku skoncentrowanym.....	40
2.3.6	Wpływ obecności płynów w strefie tarcia na tarcie polimerów	42
2.3.7	Wpływ chropowatości powierzchni na proces tarcia.....	43
2.3.8	Zastosowanie metody elementów skończonych w badaniach tribologicznych	45
2.3.9	Podsumowanie	47
3	CEL I ZAKRES PRACY	48
4	UNIWERSALNY WĘZŁ TARCIA ENDOPROTEZY STAWU KOLANOWEGO.....	49
4.1	Charakterystyka uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego.....	50
4.2	Model uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego	51
4.3	Kinematyka uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego oraz zastosowane uproszczenia	52
5	BADANIA TRIBOLOGICZNE	53
5.1	Opis badań w styku rozłożonym	53
5.1.1	Określenie współczynnika tarcia adhezyjno-mechanicznego.....	55
5.2	Badania tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym	57
5.3	Opis metod badawczych.....	59
5.3.1	Stanowisko do badań tribologicznych	59
5.3.2	Pomiar oraz kontrolowanie parametrów ruchowych i wielkości mierzonych	61

5.3.3	Analiza danych pomiarowych.....	62
5.4	Wyniki badań tribologicznych w styku rozłożonym.....	63
5.5	Wnioski z badań tribologicznych w styku rozłożonym	68
5.6	Wyniki badań tribologicznych w złożonym ruchu toczno-ślizgowym.....	70
5.7	Wnioski z badań tribologicznych w złożonym ruchu toczno-ślizgowym.....	80
5.7.1	Wpływ podstawowych parametrów eksperymentu (ω , v_p) na wartość współczynnika tarcia	80
5.7.2	Wpływ dodatkowych parametrów eksperymentu (F_n , r) na wartość współczynnika tarcia	83
5.7.3	Podsumowanie.....	85
6	MODEL UNIWERSALNEGO WĘZŁA TARCIA OPRACOWANY W OPARCIU O METODĘ ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH	86
6.1	Uproszczenia modelu numerycznego.....	86
6.2	Postać geometryczna węzła tarcia w modelu numerycznym	87
6.3	Model własności mechanicznych materiału polimerowego.....	89
6.4	Oddziaływania pomiędzy powierzchniami trącymi w modelu wirtualnym.....	91
6.5	Wymuszenia kinematyczne –warunki brzegowe	93
6.6	Weryfikacja modelu numerycznego.....	93
6.7	Analiza stanu naprężeń.....	99
6.8	Analiza rozkładu nacisków w strefie styku.....	102
6.9	Zastosowanie modelu numerycznego do analizy tarcia w endoprotezie stawu kolanowego	106
6.10	Podsumowanie.....	109
7	PODSUMOWANIE I WNIOSKI KOŃCOWE	111
8	LITERATURA	114

Wykaz najważniejszych oznaczeń

- F_n - siła nacisku, N
- F_t - siła tarcia, N
- F_t' - siła tarcia pochodząca od oddziaływań adhezyjnych oraz mechanicznych pomiędzy powierzchniami trącymi, N
- F_t'' - siła tarcia pochodząca m.in. od deformacji materiału polimerowego oraz nierównomierności w rozkładzie nacisku jednostkowego na krawędziach próbki, N
- k - współczynnik zużycia,
- M_t - moment tarcia, Nm
- r - promień krzywizny części udowej, mm
- s - poślizg geometryczny, mm/s
- v_p - prędkość posuwu, mm/s
- v_s - prędkość ślizgania, mm/s
- $\bar{\mu}$ - średnia wartość współczynnika tarcia,
- μ - współczynnik tarcia,
- μ' - współczynnik tarcia związany z oddziaływaniami adhezyjnymi oraz mechanicznymi pomiędzy powierzchniami trącymi,
- μ'' - współczynnik tarcia związany z deformacjami materiału polimerowego oraz nierównomiernością w rozkładzie nacisku jednostkowego na krawędziach próbki,
- μ_{mat} - współczynnik tarcia w odniesieniu do skojarzenia materiałowego,
- μ_{MES} - współczynnik tarcia obliczony na podstawie wyników MES,
- σ_s - odchylenie standardowe
- φ - kąt zgięcia stawu kolanowego, rad
- ω - prędkość kątowna, 1/s
- x - przemieszczenie, mm
- E - moduł sprężystości podłużnej (Younga), MPa
- G - moduł sprężystości postaciowej (Kirchhoffa), MPa
- σ - naprężenie normalne, MPa
- τ - naprężenie styczne, MPa
- ε - odkształcenie,
- γ - odkształcenie postaciowe,
- η - lepkość postaciowa.

1 Wstęp

Endoprotezy pozwalają na zastąpienie chorego lub uszkodzonego stawu elementami wykonanymi przez człowieka. Podstawową funkcją endoprotezy jest przenoszenie obciążeń pomiędzy członami łańcucha biokinematycznego.

Jedną z podstawowych przyczyn niepowodzeń w implantacji endoprotez stawu kolanowego jest obłuzowanie się implantu, często spowodowane infekcją wywołaną produktami zużycia elementów endoprotez, nieprawidłowym wszczepieniem lub nieprawidłową współpracą implantu z tkanką żywą. Ponadto po okresie kilkunastu lat niezbędne jest wymienienie wszczepionej endoprotezy na skutek jej zużycia. Poprawienie właściwości ślizgowych i odporności na zużycie endoprotez pozwoliłoby na znaczne zmniejszenie ilości powikłań i reimplantacji, oraz wydłużyło okres ich stosowania. Określenie sił wywołanych tarcieniem podczas eksploatacji endoprotezy pozwoli na poprawienie istniejących rozwiązań konstrukcyjnych sprawiając, że będą one bardziej dopasowane pod względem funkcjonalnym. Ze względu na nietypowy charakter ruchów, a także rodzaj styku oraz stosowane materiały, endoprotezy można zaliczyć do niekonwencjonalnych węzłów tarcia.

Obecnie brak jest dokładnego modelu mogącego określić, w jaki sposób i w jakim stopniu tarcie występujące w endoprotezie wpływa na biomechanikę leczonej kończyny, oraz na cały łańcuch biokinematyczny. Znajomość procesu tarcia w endoprotezie stawu kolanowego pozwoli na optymalizację konstrukcji implantu poprawiając jego funkcjonalność i niezawodność

2 Przegląd literatury – analiza stanu wiedzy

2.1 Alloplastyka* stawu kolanowego

Funkcje realizowane przez naturalne narządy organizmu sprawiają, że właściwości fizykochemiczne jego tkanek są optymalne. Miliony lat ewolucji organizmów wykształciły organy, które człowiek stara się zastąpić wykorzystując swoją skromną wiedzę. Opracowanie urządzenia mogącego całkowicie zastąpić chory lub zniszczony organ oraz przejąć jego wszystkie funkcje jest praktycznie niemożliwe. Wśród licznych grup organów, których funkcje przejmują implanty, do najczęściej zastępowanych należą narządy ruchu. W ostatnim półwieczu bardzo znacznie wzrosła liczba wszczepianych implantów ortopedycznych. Specyficzną ich odmianą ze względu na pełnioną funkcję sztucznego stawu są endoprotezy.

Duża konkurencja na rynku implantów ortopedycznych oraz ciągły rozwój technologiczny wpływają na opracowywanie nowych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez. Obecnie stosowanych jest kilkadziesiąt modeli tego typu urządzeń. Do największych producentów należą :

- DePuy Orthopaedics, Inc. - Jonson & Jonson
- Biomet, Inc.,
- B. Braun / Aesculap.

Rozwój inżynierii biomedycznej pozwala na zastępowanie sztucznymi, praktycznie wszystkich stawów (połączeń maziowych [93]). Do najczęściej implantowanych stawów należą stawy biodrowy oraz kolanowy. Dysfunkcje tych organów powodują znaczny wpływ na stan zdrowia oraz możliwości poruszania się człowieka. Stawy te najczęściej ulegają deformacji bądź też uszkodzeniu mechanicznemu [40].

Stan wiedzy na temat tarcia występującego w endoprotezach stawu biodrowego jest nieporównywalnie większy do wiedzy na temat mechanizmu i zjawisk tribologicznych występujących w węźle tarcia endoprotezy stawu kolanowego. Spowodowane jest to prawdopodobnie faktem, iż liczba wszczepianych endoprotez stawu kolanowego jest znacznie mniejsza od podobnych implantów stawu biodrowego. Również kinematyka oraz geometria współpracujących elementów trących jest mniej skomplikowana w przypadku endoprotez stawu biodrowego.

2.1.1 Rodzaje stosowanych endoprotez

Klasyfikacja endoprotez stawu kolanowego zaproponowana przez M. Gierzyńską-Dolną [40] opiera się na podziałach wg różnych kryteriów. Autorka zaznacza, że najczęściej stosowany jest podział ze względu na ich cechy konstrukcyjne [11, 40, 68]:

- endoprotezy niezwiązane (non constrained) składają się z dwóch oddzielnych elementów niepowiązanych ze sobą,
- endoprotezy częściowo związane, kłykciowe (kondylarne),
- endoprotezy całkowicie związane (semi constrained condylar prosthesis) zawiasowe, zawiasowo-rotacyjne.

* W literaturze przedmiotu spotyka się zarówno formę „alloplastyka” jak i „aloplastyka”. Częściej spotykaną jest forma „alloplastyka”. W słownikach wyrazów obcych i zwrotów obcojęzycznych Władysława Kopalińskiego [58] oraz Słowniku wyrazów obcych PWN [139] występuje „alloplastyka”, natomiast w Słowniku języka polskiego PWN [33] wymienia się formę „aloplastyka”. Autor ze względu na fakt częstszego spotykania przyjął formę „alloplastyka”.

R. Będziński w pracy [11] wyróżnia trzy rodzaje implantów stawu kolanowego: konstrukcje zawiasowe, kłykciowe i mieszane.

Stosowanie odpowiedniego typu endoprotezy zależne jest od stopnia uszkodzenia chrząstki stawowej oraz sprawności więzadeł. W przypadku zaawansowanych zmian destrukcyjnych struktur kostnych stawu, którym towarzyszą duże zniekształcenia stawu (szprotawość, koślawość) oraz niestabilność kolana stosuje się protezy całkowicie związane, lub częściowo związane [11]. Dzięki elementom ustalającym poprawiają one stabilność kolana. Endoprotezy kłykciowe (częściowo związane) pozwalają na rotację stawu oraz w lepszym stopniu odtwarzają kinematykę stawu [11]. Stosowanie tego typu rozwiązań jest związane ze stopniem uszkodzenia układu więzadłowo-mięśniowego pacjenta w obrębie stawu kolanowego.

W przypadku uszkodzenia na skutek choroby bądź urazu jedynie powierzchni stawowych kłykcia, stosuje się endoprotezy saneczkowe. Zastępują one jedynie powierzchnie stawowe uszkodzonego biołożyska.

2.1.2 Biomechanika stawu kolanowego

Staw kolanowy jest jednym z najbardziej obciążonych mechanicznie organów człowieka. Przegub jakim jest staw kolanowy realizuje funkcję przenoszenia obciążeń pomiędzy trzema członami: kością udową, kością piszczelową oraz kością strzałkową. Złożona budowa kolana pozwala na przenoszenie znacznych obciążeń w różnych kierunkach.

Siły, którymi obciążany jest ten narząd mogą przekraczać kilkakrotnie ciężar całego ciała. Na wartości sił przenoszonych przez biołożysko jakim jest staw kolanowy wpływają poza masą elementów ciała, między innymi wartości kątów pomiędzy poszczególnymi osiami głównymi elementów strukturalnych kończyny oraz wartości sił mięśniowych. Stabilność stawu kolanowego, w odróżnieniu od stawu biodrowego, opiera się głównie na tkankach miękkich takich jak więzadła i ścięgna [2].

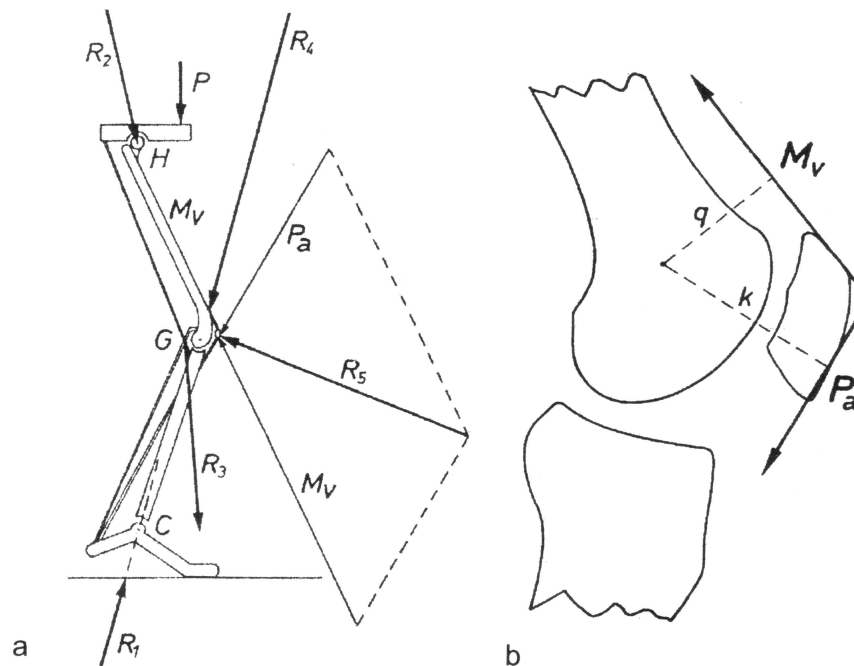
Biomechanika stawu kolanowego była i jest przedmiotem wielu badań. Niektóre z zaproponowanych modeli biomechanicznych jak m.in. model Maqueta stały się dominującymi schematami obciążeń [11] stawu kolanowego. Opracowane modele biomechaniczne opisują schemat obciążeń stawu kolanowego w czasie wykonywania różnych pozycji (stanie na dwóch lub jednej nodze) lub wykonywania typowych czynności (chodzenie, wchodzenie po schodach).

Model biomechaniczny stawu kolanowego zaproponowany przez Maqueta [87], obejmuje opis sił działających na kolano zarówno w płaszczyźnie strzałkowej jak i czołowej w trakcie wykonywania przez człowieka różnych czynności (rys. 1) [11]. Badacz ten opisuje wektory sił i momentów działających na poszczególne elementy stawu z uwzględnieniem oddziaływania najważniejszych grup mięśniowych.

Jednymi z pierwszych prac opisującymi statyczne obciążenia działające na staw kolanowy były prace J. B. Morrisona [95]. Przedstawił on zagadnienie wyznaczenia sił działających na staw kolanowy oraz wyznaczył ogólną charakterystykę zmian siły obciążającej powierzchnie stawowe w funkcji fazy ruchu. Wartość maksymalnej siły działającej na staw kolanowy Morrison określił w przybliżeniu na 4-krotnie przekraczającą ciężar ciała (BW – Body Weight).

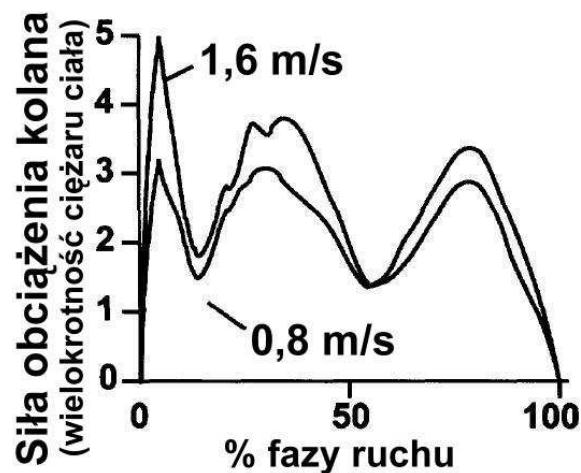
Analogiczną charakterystykę zmian obciążenia stawu kolanowego w funkcji fazy ruchu podczas chodu wyznaczyli D. Hrwitz oraz T. Andriacchi (rys. 2) [2]. Należy podkreślić duży wpływ prac prowadzonych przez tych badaczy na rozwój wiedzy na temat biomechaniki stawu kolanowego [51].

W pracach A. Seirega [133], wyznaczona maksymalna siła obciążająca staw kolanowy dochodzi do wartości siedem razy większej niż ciężar ciała.



Rys. 1. Model obciążeniowy stawu kolanowego w płaszczyźnie strzałkowej, zaproponowany przez Maqueta. a) staw udowo-piszczelowy, b) staw udowo-rzepakowy [11 za 87].

Znaczący wpływ na rozwój biomechaniki stawu kolanowego miały badania prowadzone przez O. Schippleina [129]. Określił on wpływ prędkości chodu na zmiany wartości sił działających na kolano, oraz częściowo wpływ charakterystycznych wymiarów stawu kolanowego na biomechanikę stawu.



Rys. 2. Zmiany obciążenia stawu kolanowego w zależności od fazy chodu [2].

Należy również zwrócić uwagę na wyniki badań przedstawione przez S. Scotta oraz D. Wintera w pracy [132], które wykazują, że maksymalna wartość siły nacisku na powierzchniach stawu kolanowego może dochodzić do wartości 11-krotnie przekraczającej

ciężar ciała człowieka. Sytuacja taka występuje podczas biegu i może być przyczyną uszkodzenia elementów stawu kolanowego lub elementów zaimplantowanej endoprotezy.

Znaczącym czynnikiem w biomechanice stawu kolanowego jest nierównomierność obciążeń pomiędzy kłykciami. Badania opisane w pracach [49, 95, 129] wykazały, że obciążenia jakim poddawany jest staw kolanowy w około 70% przenoszone są przez powierzchnie stawowe kłykcia przyśrodkowego. Stopień asymetrii w obciążeniu kłykci wynika m.in. z rodzaju oraz fazy wykonywanego ruchu [37]. W początkowym okresie stosowania całkowitych endoprotez stawu kolanowego, nierównomierność obciążeń w obrębie stawu była główną przyczyną obluzowywania części piszczelowej implantu [6].

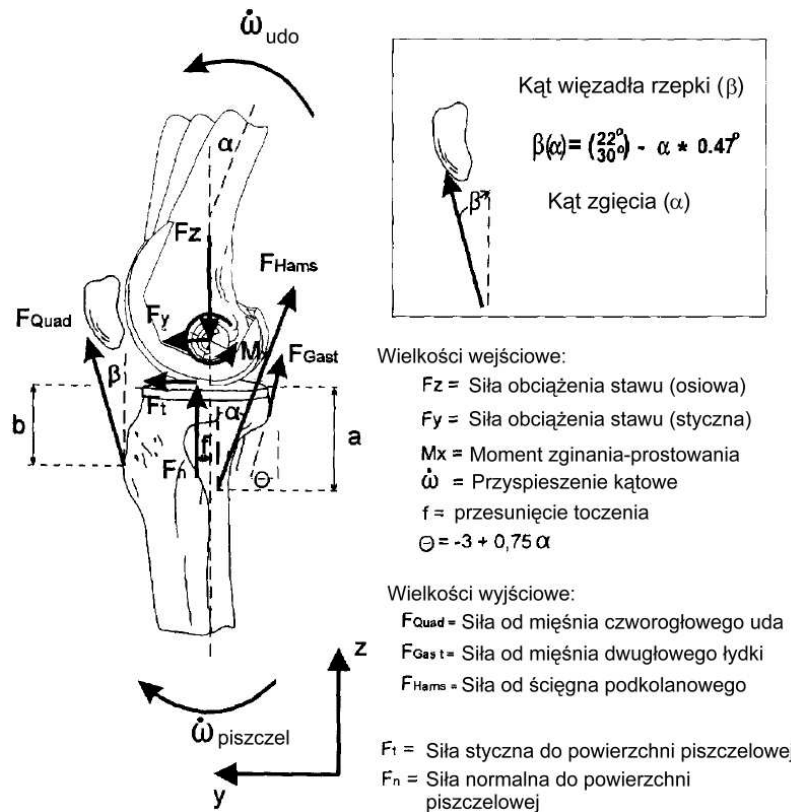
W alloplastyce kolana duży problem stanowią patologiczne obciążenia implantu, wynikające z niedokładności wzajemnego usytuowania elementów endoprotezy oraz wykonywania przez pacjenta ruchów przekraczających dopuszczalny zakres [115]. W przeciwieństwie do tkanek żywych, elementy mechaniczne endoprotezy nie posiadają zdolności adaptacji do przenoszonych obciążeń. W połączeniu z nieprawidłową współpracą elementów endoprotezy powoduje to powstawanie stref styku, w których przekroczone są znacznie dopuszczalne naciski. W dalszej eksploatacji może to powodować nadmierne zużywanie się elementów endoprotezy.

Ze względu na niemożliwość prowadzenia badań inwazyjnych wewnątrz ciała pacjenta w celu pomiaru nacisków działających pomiędzy powierzchniami endoprotezy, doświadczenia takie prowadzone są na preparatach. Badania opisane w pracach [155, 157] pozwoliły na pomiar rzeczywistych wielkości sił działających w strefie styku elementów trących całkowitej endoprotezy stawu kolanowego. Sumaryczne wartości zmierzonych sił działających na element piszczelowy prawidłowo zaimplantowanego stawu zostały przedstawione w tabeli 1 [157]. Można zauważyć wyraźną różnicę w wartościach obciążenia kłykci.

Tabela 1. Wyniki pomiarów sumarycznych wartości sił działających na element piszczelowy całkowitej endoprotezy stawu kolanowego w różnych warunkach obciążenia statycznego [157], w nawiasach podano wartości odchylenia standardowego.

Warunki obciążenia	Kłykiec przyśrodkowy	Kłykiec boczny
Kolano wyprostowane, swobodnie leżąca kończyna (obciążenia występujące podczas operacji)	292,0 (166,4)	217,4 (145,0)
Kolano wyprostowane, badania prowadzone na symulatorze	404,6 (104,1)	323,5 (68,8)
	[N]	[N]

Należy zwrócić uwagę na powszechne pomijanie wpływu tarcia w prezentowanych w literaturze modelach biomechanicznych stawu kolanowego. Dla zdrowego połączenia synowialnego siły tarcia są niewielkie ($\mu = 0,005 \div 0,02$ [11]), natomiast w wypadku wszczepienia endoprotezy siły tarcia mogą wpływać na stan obciążenia implantu. Model biomechaniczny stawu kolanowego z wszczepioną całkowitą endoprotezą, oraz uwzględniający wpływ tarcia przedstawił w 1997 r M. Wimmer oraz T. Andriacchi [166]. Model ten uwzględnia zarówno wartości współczynnika tarcia statycznego jak i kinematycznego oraz kształt współpracujących elementów trących. Autorzy uprościli model do jednej płaszczyzny – strzałkowej. Schemat modelu wraz z opisem zmiennych został przedstawiony na rys. 3.

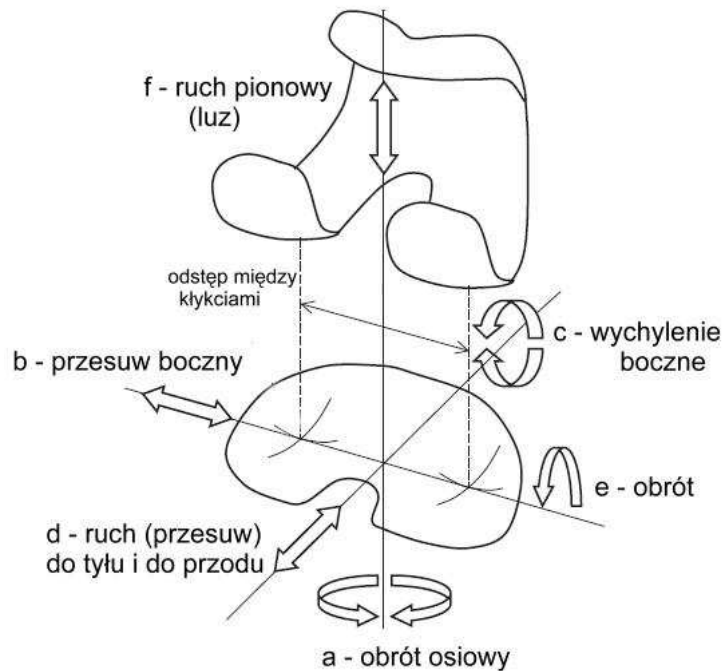


Rys. 3. Model biomechaniczny stawu kolanowego poddanego alloplastyce opracowanego przez Wimmera i Andracchiego [166], wraz z opisem wielkości wejściowych oraz wyjściowych (schemat w płaszczyźnie strzałkowej).

2.1.3 Złożoność ruchu elementów endoprotezy

Kinematyka stawu kolanowego człowieka jest bardzo złożona. Teoretycznie posiada on 6 stopni swobody: trzy w ruchu postępowym i trzy w ruchu obrotowym [40]. Większość z nich nawzajem się znosi lub jest sprzężona ograniczeniami więzadeł oraz struktur kostnych [40]. W dalszym ciągu prowadzone są liczne prace nad poznaniem zależności i sprzężeń występujących pomiędzy poszczególnymi ruchami [37, 137].

Podstawowymi ruchami jakie wykonuje staw kolanowy są: zginanie i wyprost [137]. Zakresy ruchomości wynoszą od 0° - przy kolanie wyprostowanym do 150° - przy całkowicie zgiętym [80]. Poza ruchem zginania i prostowania do ważniejszych należą ruchy: przywodzenie i odwodzenie (rotacji w osi kończyny) [171] oraz przesuwu do tyłu i do przodu [37]. Przemieszczenia względne obu podstawowych kości: udowej i piszczelowej w płaszczyźnie czołowej w warunkach fizjologicznych są minimalne co powoduje, że w zasadzie staw kolanowy stanowi połączenie o jednym stopniu swobody [40].



Rys. 4. Ruchy występujące w endoprotezie stawu kolanowego: a - obrót osiowy, b - przesuw boczny, c - wychylenie boczne, d - ruch (przesuw) do tyłu i do przodu, e - obrót, f - ruch pionowy (luz). (a-e) [40, 145], (f) [46].

Na kinematykę elementów endoprotezy wpływa przede wszystkim rodzaj konstrukcji (rozdz. 2.1.1 s. 6). Zastosowanie odpowiedniego rozwiązania konstrukcyjnego implantu związane jest ze stopniem uszkodzenia operowanego stawu. W przypadku zastosowania całkowitej oraz częściowej endoprotezy stawu kolanowego (z wykluczeniem endoprotez całkowicie związanych – zawiasowych) z zachowaniem najważniejszych elementów naturalnej stabilizacji stawu, ruchomość kończyny nie ulega zmianie. Ograniczeniom podlegają jedynie zakresy kątowe wykonywanych ruchów. W literaturze spotyka się dużą liczbę prac poświęconych ocenie zakresów ruchomości stawów poddanych alloplastyce [3, 29, 55, 96, 98, 148]. W przypadku zastosowania endoprotez zawiasowych staw kolanowy traci całkowicie możliwość rotacji podudzia [11] oraz przesuwu i wychylenia bocznego (rys. 4: a, b i c). We wszystkich rodzajach endoprotez występuje ruch toczno ślizgowy będący złożeniem zginania oraz przesuwu do przodu i do tyłu (rys. 4: e i d). Takie złożenie ruchów powoduje że staw kolanowy nie ma stałej osi obrotu, a chwilowa oś obrotu ulega przemieszczeniu. Stanowi to poważne utrudnienie podczas wykonywania zabiegów alloplastyki kolana [40]. Wallker i inni stwierdzili w przeprowadzonych badaniach [45] istnienie luzu (f) pomiędzy częścią udową a wkładką polimerową protezy.

Zagadnienie stabilności stawu kolanowego poddanego alloplastyce jest bardzo ważnym zagadnieniem, wpływającym na poprawność działania wszczepionego urządzenia. Połączenie tradycyjnych materiałów konstrukcyjnych z tkankami żywymi powoduje powstawanie wielu problemów podczas ich współpracy. Elementy stabilizujące staw kolanowy takie jak więzadła, chrząstki ulegają zmianom pod wpływem przenoszonych obciążeń w przeciwieństwie do elementów endoprotezy. Liczne badania prowadzone w celu oceny niestabilności wszczepianych endoprotez opisane są min w pracach [55, 88, 97]. Badania te opierają się głównie na symulacjach komputerowych, w których jako parametry wejściowe zastosowano geometrię implantu oraz dane dotyczące kinematyki stawu kolanowego [55]. W pracach m. im. L. Whiteside'a, M. Wimmera i in. [17, 88, 166] do określenia stabilności wszczepionej endoprotezy wykorzystano metody pomiaru

bezpośredniego. Badania przeprowadzono na preparatach poddanych wymuszeniom kinematycznym, w trakcie których mierzona była wartość przemieszczeń powodujących niestabilność stawu. Podkreślić należy, że badania prowadzone na preparatach uwzględniają wpływ tkanek na stabilność stawu poddanego implantacji, w przeciwieństwie do symulacji komputerowych.

W pracach m.in. P.S. Walkera i innych. [45, 127, 148, 149] przedstawione są bardzo zróżnicowane metody służące do określenia stopnia oraz zakresu ruchomości. Najczęściej stosowane są metody komputerowe oparte na systemach: CAE (Computer Aid Engineering) [43], CAD (Computer Aid Design) [148] oraz MES (Metoda Elementów Skończonych) [127]. W pracy [43] wykorzystano środowisko I-DEAS™ do określenia przemieszczeń poszczególnych elementów endoprotezy. Porównano również wyniki uzyskane podczas symulacji uwzględniających tarcia oraz w przypadku braku tarcia. Autorzy stwierdzili, iż występujące w endoprotezie tarcie wpływa na kinematykę endoprotezy.

Badania przeprowadzone przez P.S. Wallkera, pozwoliły na określenie wielkości styku pomiędzy elementami węzła tarcia całkowitej endoprotezy kondylarnej stawu kolanowego [148]. Do oceny obciążenia styku w węźle tarcia wykorzystano teoretyczną objętość wzajemnie przenikających się brył reprezentujących elementy endoprotezy. Do obliczeń wykorzystano program Pro/Engineer™. Metoda taka nie odzwierciedla jednak prawidłowo obciążenia jakiemu podlega węzeł tarcia. Nie możliwa jest ocena rozkładu nacisków w strefie styku. W modelu nie uwzględniono również sił reakcji powstających w miejscach styku.

2.1.4 Problemy eksploatacyjne endoprotez stawu kolanowego

Do najczęściej spotykanych problemów eksploatacyjnych endoprotez stawu kolanowego można zaliczyć obłuzowanie implantu oraz zużycie wkładki z tworzywa sztucznego. Powodami obłuzowania się endoprotezy jest najczęściej osteoliza tkanki kostnej [103] w której mocowany jest implant. Główną przyczyną osteolizy są produkty zużycia powstałe w wyniku zużycia ściernego. Badania prowadzone przez Oonishi'ego, Kuno i innych [103] określiły maksymalną wartość zużycia polietylenu nie powodującego osteolizy.

Przedwczesne zużycie elementów endoprotez na skutek tarcia może wynikać z wielu przyczyn. Do najczęściej wymienianych zalicza się [40, 47, 69, 78, 85, 103]:

- niewłaściwe dobranie pary trącej,
- nieprawidłowe ułożenie wszczepionych elementów endoprotezy (nieprawidłowy rozkład nacisków w strefie styku),
- degradacja materiału polimerowego na skutek sterylizacji radiologicznej,
- przeciążanie węzła tarcia,
- uszkodzenie warstwy wierzchniej współpracujących powierzchni endoprotezy.

Na podstawie badań klinicznych oraz przeprowadzonych badań laboratoryjnych można wyróżnić następujące, typowe rodzaje niszczenia komponentów polimerowych [40, 74]:

- zużycie cierne objawiające się zmianą mikro- i makrogeometrii powierzchni,
- odkształcenia plastyczne (w wyniku przekroczenia dopuszczalnych obciążeń endoprotezy stawu kolanowego) i pęczanie,
- zużycie zmęczeniowe typu pitting.
- zmiana składu chemicznego i barwy,
- zmiana struktury tworzywa,
- obłuzowanie i pękanie.

W rozdziale 2.2.5 opisano najczęściej występujące rodzaje zużycia elementów endoprotezy oraz przyczyny ich występowania.

2.1.5 Podsumowanie

Analizując istniejące prace opisujące zagadnienia alloplastyki stawu kolanowego, można stwierdzić, iż istnieje bardzo duża liczba różnorodnych rozwiązań konstrukcyjnych endoprotez stawu kolanowego. Istniejące implanty tego typu można podzielić na grupy wyróżniające typ konstrukcji oraz stopień przejęcia funkcji uszkodzonego stawu. Należy zauważyć znaczną różnicę w ilości prowadzonych badań pomiędzy zagadnieniami związanymi z endoprotezami stawu biodrowego a endoprotezami stawu kolanowego na korzyść tych pierwszych.

W badaniach dotyczących biomechaniki stawu kolanowego, zarówno poddanego implantacji jak i zdrowego, istnieje znaczna różnica w otrzymywanych zależnościach. O złożoności problemu może świadczyć ilość opracowanych modeli biomechanicznych. Największym problemem jest złożoność stanu obciążeń panujących w stawie kolanowym. Opory tarcia występującego w stawie kolanowym bardzo rzadko uwzględniane jest w opracowanych modelach. W przypadku ich uwzględnienia stosuje się zazwyczaj stałą wartość współczynnika tarcia.

Na podstawie przeanalizowanych prac, można zauważyć znaczne różnice w wartościach sumarycznej siły działającej na staw kolanowy (3-11 krotności ciężaru ciała). Można zatem stwierdzić, iż węzeł tarcia endoprotezy stawu kolanowego pracuje w szerokim zakresie obciążeń.

Czynnikiem znacząco wpływającym na proces tarcia występujące w endoprotezach stawu kolanowego jest bardzo złożona kinematyka stawu. Jak dotąd nie udało się w pełni określić zależności pomiędzy występującymi ruchami członów biokinematycznych stawu kolanowego. W celu wyznaczenia przemieszczeń części endoprotez w zależności od fazy chodu stosowane są coraz częściej zaawansowane techniki komputerowe. Na podstawie opracowanych modeli numerycznych podejmowane są również próby oszacowania siły tarcia oraz intensywności zużywania. Należy podkreślić, iż próby te nie uwzględniają własności materiałowych oraz tribologicznych współpracujących materiałów.

Analiza prac poświęconych eksploatacji endoprotez wskazuje na znaczący wpływ parametrów kinematycznych oraz własności materiałów (głównie polimeru) na poprawną pracę implantu. W wielu pracach można zauważyć próby powiązania tarcia ze zużyciem elementów endoprotezy.

2.2 Zagadnienia tribologiczne występujące w endoprotezach stawu kolanowego

Naturalne stawy człowieka posiadają skomplikowaną budowę anatomiczną dostosowaną do pełnionych funkcji ruchowych. Właściwości chrząstki i mazi stawowej, oraz samo ukształtowanie powierzchni trących stawów umożliwiają pracę biologiczną w szerokim zakresie obciążeń i prędkości poślizgu z minimalnymi oporami. W pracach K. Wierzcholskiego i innych [162 – 164] opisywane są liczne badania, których celem jest zbadanie zjawisk i modelowy opis tarcia występującego w zdrowych stawach człowieka.

Charakter ruchów wykonywanych przez człowieka, można określić jako „sporadyczny” dlatego, pracę stawów podczas dnia codziennego nie można porównywać ze sposobem w jaki pracują elementy maszyn. Ruchy są wykonywane w krótkich (jak na maszynę) cyklach z częstymi przerwami [94]. W trakcie przerw dochodzi do zmian w węźle tarcia. Polietylen podobnie jak pozostałe termoplasty wykazuje skłonności do relaksacji i pełzania zwłaszcza w podwyższonej temperaturze (41 °C) [40, 175], zauważalny jest brak prac opisujących wpływ zróżnicowania ruchów pacjenta w ciągu dnia na tarcie występujące w endoprotezach.

W przypadku węzłów tarcia występujących w endoprotezach stawu kolanowego największy wpływ na tarcie mają następujące czynniki:

- rodzaj materiałów pary trącej,
- charakter styku występującego pomiędzy współpracującymi elementami,
- wartości i kierunek obciążeń węzła tarcia,
- kinematyka węzła tarcia,
- obecność płynów ustrojowych.

2.2.1 Specyfika węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego

Z dużym prawdopodobieństwem można przyjąć, że w zdrowym stawie występuje tarcie hydrodynamiczne [162], wspomagane przez mechanizm tzw. „weeping lubrication” [40 za 147], polegający na wciskaniu i wyciskaniu mazi stawowej z porowatych warstw chrząstki stawowej [40]. Poza tym możliwe jest również powstawanie tarcia bioelastohydrodynamicznego, mieszanego lub granicznego. Zagadnienia biotribologii były i są przedmiotem szeroko prowadzonych badań na całym świecie. Należy podkreślić, że mechanizm tarcia w naturalnym stawie nie został jeszcze w pełni poznany i wyjaśniony [162-164]. Tym bardziej niemożliwe jest zrekonstruowanie specyficznej budowy naturalnego stawu [40].

Podczas pełnej rekonstrukcji stawu następuje usunięcie torebki stawowej, a co za tym idzie organ ten zostaje pozbawiony naturalnej substancji smarującej, jaką jest maź stawowa (płyn synowialny). Warunki pracy implantowanego stawu wymuszają zastosowanie węzłów tarcia niewymagających dodatkowego smarowania. W praktyce inżynierskiej w łożyskach ślizgowych niewymagających smarowania stosuje się najczęściej tworzywa sztuczne. Dodatkowo inne cechy tworzyw sztucznych takie jak odporność na korozję czy zdolność do tłumienia drgań sprawiły, że stały się one podstawowym materiałem ślizgowym stosowanym w produkcji endoprotez.

W literaturze przedmiotu pojawia się sporo prac przedstawiających wyniki badań określających współczynniki tarcia dla określonych rodzajów endoprotez (zagadnienie to zostanie szerzej opisane w p. 2.2.4). Rzadziej prowadzone są prace zawierające charakterystyki tribologiczne (np.: $\mu=f(p)$, $\mu=f(v_s)$) dla typowych skojarzeń materiałowych. Rozbieżności pomiędzy wyznaczonymi wartościami przedstawianymi w literaturze są znaczne (p. 2.3.2). Różnice w wartościach współczynnika tarcia spowodowane są prawdopodobnie odmiennymi warunkami tarcia nieuwzględnionymi w planie eksperymentu (np. chropowatość powierzchni, lepkość płynu smarującego).

2.2.2 Materiały stosowane w węzłach tarcia endoprotez stawu kolanowego

Podstawowym polimerowym materiałem ślizgowym stosowanym w produkcji endoprotez stawu kolanowego jest polietylenu o ultra wysokim ciężarze cząsteczkowym (PE-UHMW). Zawęża to liczbę par trących występujących w tego typu urządzeniach. Do najczęściej stosowanych skojarzeń materiałowych należą:

- CoCrMo – PE-UHMW,
- Ti6Al4V – PE-UHMW,
- 316L – PE-UHMW,

Wymienione stopy metali opisane są szczegółowo w dalszej części pracy (p. 2.2.2.2).

Coraz częściej w endoprotezach stawu kolanowego stosuje się pary trące typu ceramika-polimer [50]. Najczęściej stosowanymi materiałami ceramicznymi są: tlenek glinu Al₂O₃ i cyrkonu ZrO₂.

Endoprotezy, ze względu na swoje bardzo specyficzne zastosowanie, posiadają również nietypowe dla części maszyn warunki eksploatacji. Ich niezawodność oraz jakość odgrywają ogromne znaczenie, mogą one zaważyć na zdrowiu lub nawet życiu człowieka. Konieczność reoperacji wynikająca z wadliwości implantu nie powinna mieć miejsca. Standaryzacja wyrobów z materiałów polimerowych stała się jednym z przedmiotów działalności, powołanego w 1962 roku, Medycznego Komitetu ASTM ds. Materiałów Chirurgicznych i Urządzeń (ASTM-Committee F-4 on Medical and Surgical Materials and Devices) [85 za 156]. Dodatkowym aspektem odgrywającym dużą rolę w implantacji tworzyw sztucznych jest ich biotolerancja. J. Marciniak zauważa, że problem biotolerancji tworzywa sztucznego jest bardziej złożony aniżeli innych biomateriałów, gdyż użyte w procesie polimeryzacji katalizatory, stabilizatory lub inne substancje mogą wykazywać działanie toksyczne lub alergiczne w zależności od pozostałego w tkankach ich stężenia czy nawet niejednorodności rozmieszczenia [85, 86].

Do najbardziej eksponowanych zjawisk, które wiążą się z biotolerancją tworzywa sztucznego w organizmie, należą [85]:

- reakcje toksyczne lub alergiczne,
- odczyny tkankowe związane z przystosowaniem czynnościowym tkanek do współpracy z implantem polimerowym,
- odporność polimeru na degradację i depolimeryzację czynników ustrojowych, decydującą o stałości jego własności fizykochemicznych,
- oddziaływanie rakotwórcze.

2.2.2.1 Rozwój biomateriałów stosowanych w alloplastyce stawów

Ewolucja kolejnych generacji endoprotez wymusiła stosowanie coraz nowszych materiałów. Materiały ślizgowe stosowane w alloplastyce stawów od początku ich wprowadzenia przeszły znacząco ewolucję. Pierwsze doniesienia na temat stosowania sztucznych powierzchni stawowych sięgają 1860 r. Carnochan próbował odtworzyć ruchomość zeszywniałego stawu skroniowo-żuchwowego zastępując powierzchnie stawowe drewnianymi bloczkami [154]. W 1890 Gluck wprowadził pierwszą totalną endoprotezę stawu biodrowego wykonując komponenty stawowe z kości słoniowej [74 za 15]. W pierwszych dekadach XX-tego wieku stosowano bardzo różne materiały do budowy endoprotez, w literaturze spotkać można wzmianki o implantach wykonywanych z kauczuku

(Delbert 1919 r. [154]), szkła, celulozoidu, szkła pyreksowego czy żywicy fenolowych (Smith-Petersen 1923 r. [138]).

Podjęmowane były również próby wykorzystania tradycyjnych materiałów konstrukcyjnych takich jak stal nierdzewna (wprowadzona po raz pierwszy przez Wiles'a w 1938 r.) oraz mosiądz (McKee 1940 r.) [154]. W 1950 r. J. Judet i R. Judet przedstawili wyniki alloplastyk resekcyjno-rekonstrukcyjnych, po stosowaniu połowicznej endoprotezy wykonanej z polimetakrylanu metylu (PMMA) [54].

Gwałtowny wzrost zainteresowania tworzywami sztucznymi w latach 50-tych daje się zauważyć również w inżynierii biomedycznej. Marciniak w swojej pracy [85] przedstawia cechy jakimi powinny się charakteryzować tworzywa sztuczne stosowane w medycynie:

- łatwość uzyskiwania powtarzalnej jakości materiału dla różnych partii wyrobów,
- łatwość formowania, pozwalająca kształtować odmienną postać użytkową wyrobów bez degradacji tworzywa,
- łatwość sterylizacji bez zmian własności lub kształtu,
- odpowiednią jakość fizykochemiczną tworzywa i wyrobów finalnych,
- nieinicjowanie odczynów toksycznych lub alergicznych,
- biotolerancję w środowisku tkankowym,
- odpowiednią trwałość funkcjonalną i niezawodność.

Od tamtej pory coraz częściej podejmowane były próby stosowania polimerów w produkcji elementów ślizgowych endoprotez. W kolejnych latach rozpowszechnione były elementy ślizgowe wykonane z politetrafluoroetyleny (PTFE), niestety produkty zużycia powstające w wyniku eksploatacji powodowały silne odczyny alergiczne, a w efekcie obłuzowywanie implantów. Po raz pierwszy wkładkę wykonaną z polietyleny o ultrawysokim ciężarze cząsteczkowym (ultra high molecular weight polyethylene – PE-UHMW) zastosował w 1962 r. Sir John Charney. Małe wartości współczynnika tarcia dla par trących zawierających element z polietyleny, oraz brak wyraźnej reakcji organizmu na ten materiał spowodowały, iż stał się on podstawowym materiałem ślizgowym stosowanym w alloplastyce stawów.

Do korzystnych własności polietyleny PE-UHMW można zaliczyć [40]:

- dobre własności ślizgowe,
- samosmarowność,
- odporność na płyny ustrojowe,
- dobre tłumienie drgań,
- dobra obrabialność metodami obróbki skrawaniem,
- stosunkowo niska cena.

Poza polietylenem o ultrawysokim ciężarze cząsteczkowym, do niedawna na komponenty ślizgowe endoprotez wykorzystywany był polioksymetylen (POM) [11, 109]. Najczęściej stosowano Delrin firmy Du Pont. Badania laboratoryjne i modelowe wykazały przydatność stosowania krajowego Tarnoformu (Zakłady Azotowe w Tarnowie-Mościcach S.A.), wypełnionego napełniaczem dyspersyjnym (proszek brązu i proszek PTFE), do budowy endoprotez. W tym przypadku zadaniem wypełniaczy jest poprawienie własności tribologicznych tworzywa [175]. Późniejsze badania laboratoryjne [18] wykazały, że podczas zużywania poliacetali następuje rozrywanie łańcuchów polimerowych. Pociąga to za sobą wydzielanie się formaldehydu, który ma silnie kancerogenne działanie. Stosowanie zatem POM jako biomateriału ślizgowego jest wykluczone.

2.2.2.2 Materiały metalowe i ceramiczne

Rozwiązania konstrukcyjne endoprotez wiążą się ściśle z doбором par ślizgowych w węzle tarcia. W ostatnim 10-leciu dokonywano jedynie modyfikacji istniejących już materiałów, poprzez zmianę parametrów obróbki, lub modyfikowanie warstwy wierzchniej. Do najczęściej stosowanych w alloplastyce stawów materiałów współpracujących z polietylenem należą:

- stal nierdzewna 316L
- stop CoCrMo – Vitalium (do przeróbki plastycznej), Endocast (do odlewania)
- stop tytanu Ti6Al4V (oraz modyfikacje)
- ceramika ZrO₂ – Zirconia,
- ceramika Al₂O₃ – Alumina.

W tabeli 2, podano podstawowe własności mechaniczne materiałów stosowanych w endoprotezoplastyce. Właściwości tribologiczne pary trącej są oczywiście zależne od obydwu materiałów biorących udział w tarcia. Skład chemiczny typowych materiałów metalowych stosowanych w węzłach tarcia endoprotez przedstawiono w tabeli 3.

Tabela 2. Własności mechaniczne materiałów stosowanych na endoprotezy stawu [40, 85].

Lp.	Parametry Materiału	Stop CoCrMo Endocast	Stop Ti6Al4V	Polietylen PE-UHMW Chirulen	Ceramika Al ₂ O ₃
1	Gęstość g/cm ³	8,3	4,5	0,96	
2	Granica plastyczności MPa	700	895 ÷ 1080	21,5	3,9
3	Wytrzymałość na rozciąganie MPa	1000	850 ÷ 1120	46,2	
4	Wydłużenie %	15	10 ÷ 15	434	
5	Moduł sprężystości, MPa	2,2·10 ⁵	1,08·10 ⁵	1000	3,8·10 ⁵
6	Wytrzymałość zmęczeniowa MPa	400	500	-	
7	Współczynnik Poissona	0,3		0,4	

Tabela 3. Skład chemiczny stopów metali stosowanych na implanty [109]

	C	Mn	Si	Cr	Ni	Mo	W	Co	Fe	P	S
Co-Cr-Mo	0,22	0,48	0,97	27,9	0,05	6,27		baza	0,38	0,006	0,006
316 L nierdz.	0,017	1,73	0,65	17,33	13,69	2,34			baza	0,023	0,007
	Al	V	Fe	C	O	N	H	Ti			
Ti-6Al-4V	6,20	4,05	0,15	0,013	0,013	0,011	0,0058	baza			

2.2.2.3 Polietylen o ultrawysokim ciężarze cząsteczkowym (PE-UHMW)

Za polietylen o ultrawysokim ciężarze cząsteczkowym uznaje się polimer etylenu, w którym masa cząsteczkowa jest większej niż 1 milion g/mol. Na początku lat 90-tych stosowano dziesięć odmian PE-UHMW, które różniły się między innymi masą cząsteczkową, zawartością stearynianu wapnia (dodawanego w celu zredukowania utleniania podczas sterylizacji radiologicznej) oraz sposobem obróbki [78]. Na początku obecnego wieku liczba odmian polimeru spadała do trzech [78].

Stosowane są trzy podstawowe metody otrzymywania elementów endoprotez z PE-UHMW [78]:

- bezpośrednio wtryskiwanie,
- wyciskanie prętów a następnie obróbka mechaniczna,
- wtryskiwanie półwyrobów a następnie obróbka mechaniczna.

W latach 60-tych promieniowanie gamma było podstawowym sposobem stosowanym w sterylizacji elementów wykonanych z PE-UHMW. Głównymi przemianami chemicznymi zachodzącymi pod wpływem promieniowania jonizującego w polietylenie są: sieciowanie (Cross-linking) [70], degradacja oraz utlenianie [104]. Sieciowanie polega na tworzeniu się wiązań C-C pomiędzy cząsteczkami [28]. Degradacja elementów wykonanych z polietylenu na skutek sterylizacji radiacyjnej polega na rozrywaniu wiązań chemicznych makrocząsteczki polimeru [28]. Utlenianie powstające na powierzchni oraz bezpośrednio pod nią [78] polega na tworzeniu się tlenków i wodorotlenków [28]. Sterylizacja wpływała na zmianę właściwości mechanicznych oraz tribologicznych materiału [106]. W latach 50-tych wpływ promieni gamma na zużycie ściernie polietylenu nie był dobrze poznany.

Przez lata podejmowano próby poprawienia własności PE-UHMW. Celem było przede wszystkim zmniejszenie intensywności zużycia tribologicznego, poprawienie odporności na zużycie zmęczeniowe oraz udarności materiału.

Pod koniec lat 70 –tych pojawił się materiał o nazwie Poly II. Był to kompozyt na bazie PE-UHMW z dodatkiem dyspersyjnym włókien węglowych [78]. Produkcja elementów z tego materiału polegała na metodzie bezpośredniego wtrysku mieszaniny proszku PE-UHMW oraz włókien węglowych do gotowych form [78]. Poly II charakteryzował się znacznie lepszą odpornością na pełzanie oraz wykazywał mniejsze zużycie podczas badań na stanowisku tarcza-trzpień (pin-on-disc) niż zwykły PE-UHMW [78]. Materiał ten został wycofany z rynku po 7 latach od jego wprowadzenia na skutek problemów technologicznych występujących podczas produkcji metodą wtrysku.

Kolejną odmianą PE-UHMW, która pojawiła się na początku lat 90-tych, był materiał o nazwie Hylamer. Materiał ten posiadał podwyższone własności mechaniczne, bez stosowania jakichkolwiek napełniaczy oraz włókien [78]. Podwyższenie parametrów wytrzymałościowych Hylamer'a wynikało z precyzyjnej kontroli struktury krystalicznej materiału. Proces produkcyjny opierał się na stosowaniu bardzo wysokiego ciśnienia (powyżej 280 MPa), wysokiej temperatury (powyżej 250°C) oraz powolnemu procesowi schładzania [78]. Materiał ten posiadał znacznie wyższy stopień krystaliczności (80%) oraz podwyższony moduł sprężystości podłużnej w porównaniu z wcześniej stosowanymi odmianami polietylenu. Przez kolejne lata pojawiały się rozbieżne wyniki badań klinicznych odnośnie odporności Hylamer'u na zużycie [78, 82]. Również wzrost sztywności materiału nie sprzyjał stosowaniu go w produkcji endoprotez.

W roku 1995 przedstawione zostały wyniki badań [78] oceniających wpływ sposobu produkcji panewek polietylenowych na ich odporność na zużycie. Badania wykazały, że komponenty produkowane metodą wtrysku bezpośredniego zużywają się 2-krotnie mniej od elementów produkowanych metodami ubytkowymi [78].

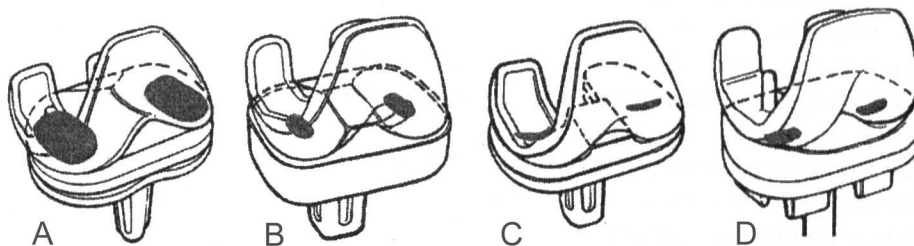
Oprócz badań nad polietylenem o ultrawysokim ciężarze cząsteczkowym prowadzone były również badania nad polietylenem dużej gęstości (HDPE). Wykazano znaczne zmniejszenie zużycia elementów wykonanych z HDPE poddawanemu dawce promieniowania równiej 100 Mrad w stosunku do nienapromieniowanego PE-UHMW [78]. Poprawienie odporności na zużycie jest następstwem usieciowania cząsteczek polietylenu (cross-linking). Analogicznie, zwiększenie dawek promieniowania dla PE-UHMW również zwiększa jego odporność na zużycie. Przy napromieniowaniu PE-UHMW dawką 20 Mrad zużycie liniowe jest niemierzalne [78]. Chociaż stosowanie tak

wysokiego promieniowania zmniejsza intensywność zużywania polietylenu, to również powoduje pogorszenie innych własności mechanicznych materiału zwłaszcza wytrzymałości zmęczeniowej [78]. Badania nad wpływem promieniowania gamma na własności mechaniczne i tribologiczne polietylenu opisuje m.in. Oonishi [103] oraz Podrez-Radziszewska [104].

Ograniczenie podczas napromieniowywania dostępu tlenu poprzez stosowanie atmosfer gazów obojętnych lub próżni znacznie obniża stopień występowania negatywnych zmian chemicznych warstwy wierzchniej tworzywa (utlenianie). Znaczna poprawa własności tribologicznych polimeru na skutek promieniowania jonizującego oraz ograniczanie negatywnych skutków tego typu obróbki spowodowały, że materiał ten stosowany jest z powodzeniem do czasów obecnych. W połowie lat 90 zaczęto stosować wysoko usieciowany polietylen (Highly Cross-linked).

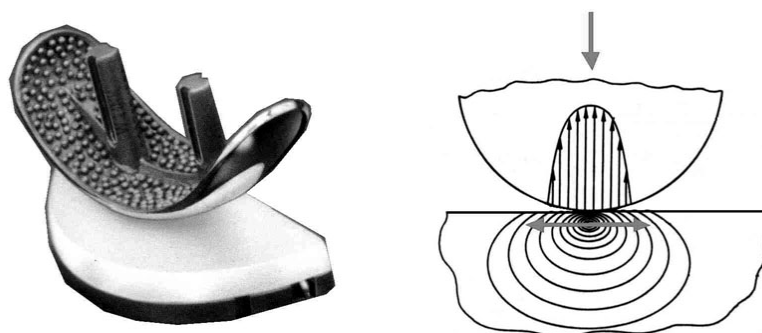
2.2.3 Charakter styku w strefie tarcia

Podobnie jak dla innych par ślizgowych zasadnicze znaczenie dla procesu tarcia ma rodzaj i charakter styku. Rozkład nacisków pomiędzy współpracującymi elementami wpływa na wartość siły tarcia oraz na prędkość zużywania. W zależności od typu endoprotezy występujący w nich styk charakteryzuje się różnym kształtem [40]. Kształty powierzchni styku w zależności od typu endoprotezy zostały przedstawione na rys. 5.



Rys. 5. Kształty powierzchni styku elementów endoprotez stawu kolanowego [40 za 145]: A) styk powierzchniowy, B) Styk punktowy, C) Styk liniowy, D) Styk quasi-liniowy.

Największą koncentracją styku (rys. 5: b, c, d) w węźle tarcia charakteryzuje się endoproteza saneczkowa [40] (rys. 6). Występuje w niej syk „punktowy” lub „liniowy” [40]. W przypadku endoprotez całkowitych związanych (zawiasowych) lub kondylarnych styk ma charakter powierzchniowy. Elementy polimerowe mają odpowiednio wyprofilowany kształt zwiększający powierzchnię styku.



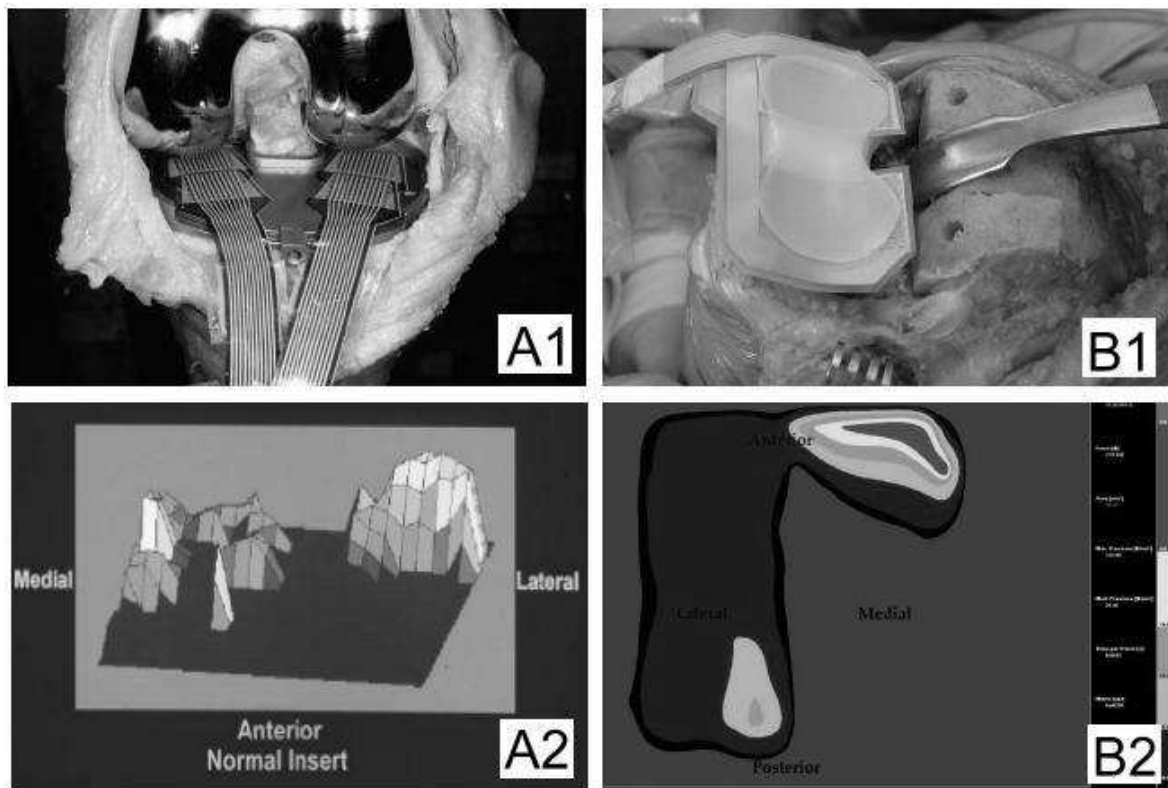
Rys. 6. Endoproteza saneczkowa z wkładką płaską i rozkład nacisków jednostkowych [158].

W przypadku występowania styku skoncentrowanego w węźle tarcia endoprotezy wartości nacisków jednostkowych mogą znacznie przekraczać dopuszczalne naciski materiału polimerowego. Przekroczenie granicy plastyczności powoduje trwałe odkształcenie materiału w obszarze styku. Występująca pod powierzchnią tarcia koncentracja naprężeń (punkt Bielajewa) sprzyja rozwarstwianiu się materiału polimerowego na skutek tzw. zjawiska pittingu [143] szerzej opisanego w rozdziale 2.2.5.3.

Złożoność obciążeń oraz kinematyki stawu kolanowego poddanego alloplastyce powoduje, że zakładany przez konstruktora rodzaj styku w strefie tarcia często odbiega od rzeczywistości. Liczne badania prowadzone są w celu określenia rzeczywistego styku występującego w strefie tarcia endoprotez stawu kolanowego [17, 155, 157].

W pracy [17] L. Bristol i in. przedstawili wyniki badań określających naciski występujące pomiędzy współpracującymi elementami piętnastu najbardziej rozpowszechnionych modeli endoprotez stawu kolanowego. Badania prowadzono z wykorzystaniem błony czulej na nacisk, którą umieszczano pomiędzy stykającymi się powierzchniami elementów endoprotezy. Na podstawie wyników badań stwierdzono, że w niektórych rozwiązaniach konstrukcyjnych endoprotez, wartości nacisku znacznie przekraczają dopuszczalne naciski dla zastosowanego materiału polimerowego. Wykazano również występowanie nieregularnych wartości nacisków w strefie styku, we wkładkach polimerowych wykonanych metodą obróbki mechanicznej.

Najnowocześniejszymi metodami pomiaru rozkładu nacisków w strefie tarcia endoprotez są pomiary wykorzystujące matryce sensoryczne umieszczone pomiędzy współpracującymi powierzchniami (rys. 7). Badania tego typu opisane przez F. Wernera, R. Wasilewskiego i in. w pracach [155, 157], pozwalają na ocenę zmian nacisków w różnych wariantach obciążenia i położenia elementów endoprotezy.



Rys. 7. Sposoby mocowania matryc czujników nacisku (1) oraz przykładowe wyniki pomiarów (2).
A1 i A2 [157] B1 i B2 [155].

Ocena styku występującego w endoprotezie niezbędna jest jeszcze na etapie projektowania implantu. W tym celu coraz częściej stosowane są metody komputerowe pozwalające na teoretyczne wyznaczenie nacisków w strefie tarcia. W literaturze przedmiotu można znaleźć liczne prace [127, 148] przedstawiające wyniki analiz przeprowadzonych przy wykorzystywaniu rozmaitych metod obliczeniowych. W modelach numerycznych uwzględniane są zazwyczaj cechy geometryczne, obciążenia zastępcze (wynikające z przyjętego modelu biomechanicznego) oraz cechy materiałowe. W niektórych pracach uwzględniany jest również w większym lub mniejszym stopniu wpływ tarcia [127]. Jako wadę tego typu obliczeń można wskazać nieuwzględnienie niedokładności położenia względnego elementów trących endoprotezy. Niedokładność położenia występuje w niemalże każdym przypadku wszczepienia implantu tego typu [88, 148].

W celu zwiększenia strefy styku, a co za tym idzie zmniejszenia nacisków jednostkowych w węzłach tarcia endoprotezy, zaczęto rozważać zastosowanie dodatkowego elementu (Structural Support Layer) umieszczanego pomiędzy wkładką polimerową a puszczelową częścią implantu [141, 142]. Zastosowanie na tego typu elementu materiału o odpowiednich właściwościach mechanicznych oraz nadanie mu właściwych cech geometrycznych pozwoliłoby na zmniejszenie koncentracji naprężeń w strefie styku i bezpośrednio pod nią. Spowodowałoby to w konsekwencji poprawę odporności na zużycie zmęczeniowe i cierne (prace T. Stewarda) [141, 142].

2.2.4 Badania tribologiczne endoprotez

W wielu publikacjach prezentowane są wyniki badań opisujące procesy tribologiczne występujące w konkretnych endoprotezach (m.in. [7, 8, 158, 159]). Wynikami takich badań są najczęściej wartości zużycia liniowego oraz wagowego, rzadziej wartości oporów tarcia. Oceniany jest również stan powierzchni elementów współpracujących oraz degradacja tworzywa sztucznego. Należy zauważyć, że istotny wpływ na wartości wyznaczone w tego typu eksperymentach ma rodzaj endoprotezy oraz jej konkretne rozwiązanie konstrukcyjne. Rodzaj styku oraz rozkład nacisków w strefie tarcia są jednymi z podstawowych parametrów wpływających na tarcie i zużywanie.

Badania tribologiczne endoprotez można podzielić na trzy grupy:

- badania laboratoryjne, (z zastosowaniem symulatorów chodu przy określonych wymuszeniach),
- badania kliniczne (pomiar zużycia, degradacji materiału lub stanu powierzchni endoprotezy po zakończeniu eksploatacji przez pacjenta),
- badania *in vivo* (zastosowanie układów pomiarowych pozwalających na ocenę zużycia, rzadziej sił tarcia w trakcie eksploatacji urządzenia przez pacjenta).

Badania laboratoryjne, z wykorzystaniem symulatorów chodu [7, 8, 90] pozwalają na ocenę własności tribologicznych zastosowanego węzła tarcia jeszcze przed dopuszczeniem danej endoprotezy do badań klinicznych. Odpowiedni dobór parametrów obciążenia oraz badania symultaniczne pozwalają na otrzymanie wyników w dość krótkim czasie. Dużym problemem jest rozbieżność pomiędzy wynikami uzyskanymi tego typu metodami, a wynikami badań klinicznych [78]. Wpływ na rozbieżności wyników mają przede wszystkim odmienne warunki eksploatacji urządzeń w warunkach laboratoryjnych i w warunkach *in vivo* [57].

Główną wadą badań klinicznych jest długi okres ich trwania. Od wszczepienia pierwszej endoprotezy do opracowania wstępnych wyników mija kilka do kilkunastu lat [78]. Autorzy pracy [130] zwracają uwagę że na wartości wyników badań klinicznych znaczący

wpływ ma dobór odpowiedniej grupy pacjentów. Aktywność ruchowa pacjenta może być decydującym czynnikiem wpływającym na zużycie oraz uszkodzenia endoprotezy. W celu uzyskania wiarygodnych wyników w badaniach klinicznych zwiększa się liczbę implantów podlegających ocenie. Stosowanie próbek pochodzących z endoprotez wszczepianych przez różnych chirurgów również wpływa pozytywnie na wiarygodność otrzymanych wyników. W pracy [26] przedstawiono wyniki oparte na pomiarach 94 różnych endoprotez stawu kolanowego wszczepionych przez 31 różnych ortopedów.

Pomiar wielkości mechanicznych na żywym organizmie bez ingerencji wewnątrz ciała jest zabiegiem trudnym do realizacji. Pomiar momentów lub sił tarcia w endoprotezie podczas jej normalnej eksploatacji pozwoliłby na rozwiązanie wielu problemów związanych z tribologią implantów. W większości krajów istnieje prawny zakaz prowadzenia takich badań, które stoją w sprzeczności z podstawową zasadą Hipokratesa oraz etyką lekarską. Badania *in vivo* ograniczają się najczęściej do pomiaru położenia poszczególnych elementów endoprotezy. W pracy [136] A. Short i in. zaprezentowali nowatorską metodę pomiaru zużycia liniowego elementów endoprotezy. Pomiar polega na trójwymiarowej, cyfrowej analizie zdjęć rentgenowskich. Do oceny zmian wielkości elementów endoprotezy wykorzystano technikę CAD (Computer Aided Design). Metoda ta pozwala na pomiar zużycia elementu polimerowego endoprotezy z dokładnością 0,01 mm.

2.2.5 Rodzaje zużycia elementów trących endoprotez stawu kolanowego

Zagadnieniem podejmowanym przez wielu badaczy jest próba oceny trwałości węzła tarcia endoprotezy. Głównym celem tychże badań jest opracowanie modelu zużywania wkładki polimerowej. Najczęściej stosowaną metodą do oceny trwałości węzła tarcia endoprotezy są pomiary zużycia gotowych elementów implantu będącego skutkiem długotrwałej eksploatacji prowadzonej na symulatorze chodu. Charakterystyki zużywania opracowane jedynie na podstawie takich badań nie mogą być stosowane do innego rodzaju endoprotezy, a co gorsza nie wyjaśniają istoty zjawiska.

Podstawowym czynnikiem wpływającym na proces zużywania elementów trących jest rodzaj skojarzenia materiałowego [23, 39, 42, 47, 75, 81, 90, 102, 134, 135, 174]. Prowadzone są również liczne badania których celem jest określenie wpływu poszczególnych czynników kinematycznych p , v_s (nacisk jednostkowy – p : [4, 38, 89, 152, 153], prędkość poślizgu – v_s : [38, 90, 152, 153]) na intensywność zużywania materiałów trących. Nie bez znaczenia jest również stan warstwy wierzchniej elementu polimerowego i metalowego [30, 134]. Podejmowane są również liczne próby oceny wpływu medium smarującego na intensywność zużywania materiałów stosowanych w węzłach tarcia [42, 47, 168, 169]. Celowość badań tego typu jest dyskusyjna, gdyż czynnik ten nie jest parametrem konstrukcyjnym endoprotezy. Wpływ podstawowych parametrów (p , v_s) na tarcie został szczegółowo opisany w dalszej części pracy (p. 2.3.6).

Głównymi rodzajami zużycia występującymi w węzłach tarcia endoprotez stawu kolanowego są [40, 74, 78]:

- zużycie ściernie,
- odkształcenia plastyczne i pełzanie,
- zużycie zmęczeniowe typu pitting.
- degradacja tworzywa (zmiana struktury oraz składu chemicznego).

2.2.5.1 Zużycie ściernie i produkty zużycia

Podstawowym rodzajem zużycia elementów polietylenowych podczas tarcia jest zużycie ściernie [40]. Liczne badania prowadzone w celu określenia zużycia ściernego polietylenu, skupiają się głównie na pomiarze zużycia liniowego, wpływającego na zmianę geometrii styku wężła tarcia. W celu oddzielenia odkształcenia plastycznego od zużycia liniowego niezbędny jest również pomiar ubytku masy badanych komponentów. Rozrzuty w wartości zużycia są znaczne w zależności od stosowanych par ślizgowych oraz rodzaju endoprotez [78]. Należy podkreślić, że na wartość zużycia decydujący wpływ mają występujący w strefie styku nacisk [5, 7, 40, 89, 152, 159], kinematyka wężła tarcia [38, 152], oraz aktywność ruchowa pacjenta [40, 78, 130].

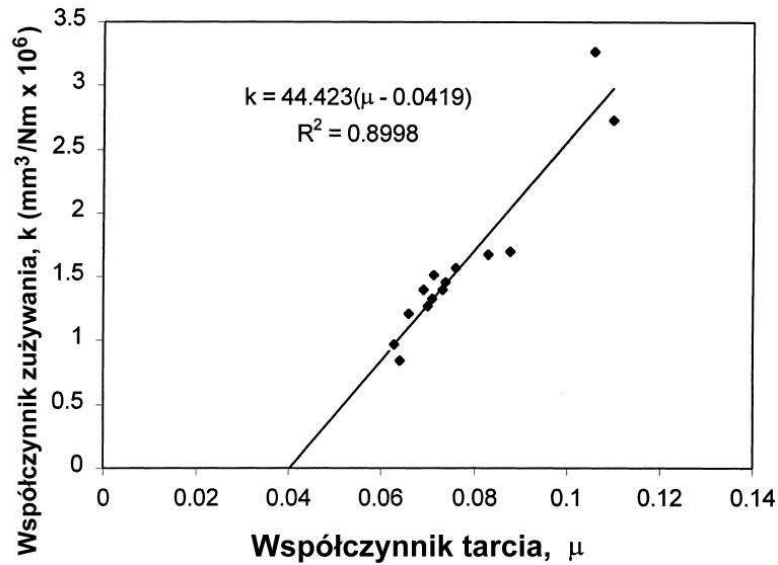
Ze względu na długi czas trwania badań klinicznych, częściej podejmowane są badania laboratoryjne mające na celu określenie zużycia w zależności od określonego parametru. Należy podkreślić znaczne różnice w wartościach mierzonego zużycia (zarówno objętościowego jak i wagowego) opisanych w różnych pracach. Liczba czynników wpływających na intensywność zużycia ściernego jest tak duża, że opracowanie uniwersalnego modelu zużycia jest praktycznie niemożliwe.

W tabeli 4 przedstawiono wpływ poszczególnych czynników (dla wszystkich typów skojarzeń materiałowych) na intensywność zużycia polietylenu (PE-UHMW).

Tabela 4. Wpływ czynników tribologicznych na intensywność zużycia polietylenu (PE-UHMW).

Czynnik	Wpływ na intensywność zużycia	literatura
nacisk jednostkowy p	wraz ze wzrostem nacisku jednostkowego rośnie znacząco intensywność zużycia	[38, 89, 152]
prędkość poślizgu v_s	niejednoznaczny wpływ prędkości na intensywność zużycia, rozbieżności literaturowe	[38, 152]
chropowatość powierzchni elementu metalowego	wraz ze wzrostem chropowatości powierzchni rośnie intensywność zużycia	[23, 30, 42, 134]
dawka promieniowania jonizującego (twardość)	Wraz ze wzrostem wartości dawki promieniowania zwiększa się twardość materiału polimerowego oraz zmniejsza się intensywność zużycia ściernego	[24, 39, 47, 174]
lepkość cieczy smarującej	Stosowanie cieczy o większej lepkości zmniejsza intensywność zużycia.	[42, 47, 168, 169]

Opracowany przez A. Wanga ujednolicony model zużycia się polietylenu (PE-UHMW) podczas tarcia ślizgowego został szczegółowo opisany w pracy [152]. Model uwzględnia m.in., własności materiałowe tworzywa (twardość, gęstość, moduł sprężystości), właściwości tribologiczne pary trącej (współczynniki tarcia kinetycznego i statycznego) oraz parametry związane z obciążeniem (wektor obciążenia oraz prędkości). Na podstawie pomiarów laboratoryjnych A.Wang określił również zależność pomiędzy współczynnikiem tarcia μ a współczynnikiem zużycia k (rys. 8 [152]). Założenia autora o liniowości opisanej zależności wydają się być jednak zbyt daleko posunięte.



Rys. 8. Zależność zużycia polietylenu (PE-UHMW) do współczynnika tarcia [152].

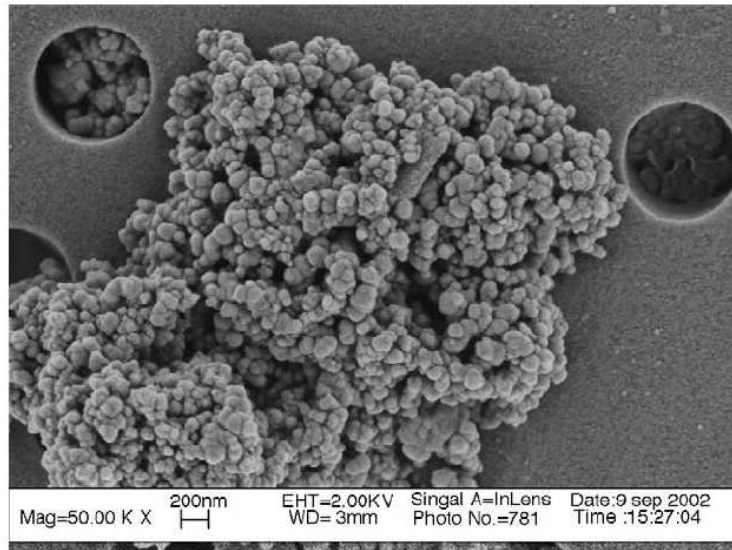
Współczynnik zużycia k , został zdefiniowany jako stosunek zużycia objętościowego, do iloczynu drogi tarcia i obciążenia (1).

$$k = \frac{\Delta V}{S \cdot Fn} \quad (1)$$

W pracach [32, 166] wykazano, że znaczący wpływ na mechanizm zużycia polietylenu ma złożoność ruchów względnych współpracujących elementów. Występujące w endoprotezie stawu kolanowego złożone tarcie toczno ślizgowe może znacząco zwiększyć intensywność zużycia materiału polimerowego.

Powstające w wyniku tarcia ślizgowego produkty zużycia różnią się w zależności od zastosowanych materiałów na pary tarcie. Różny jest również wpływ produktów zużycia na reakcję organizmu. W przypadku stosowania komponentów z polietylenu w produktach zużycia dominują jego cząsteczki. W literaturze przedmiotu istnieją rozbieżności w wymiarach cząsteczek zużytego polietylenu: 3÷25 μm [41], 1÷20 μm [40], a nawet 0.1÷1 μm (rys. 9) [39]. W mniejszych ilościach występują też większe cząstki 20-50 μm [40]. Produkty zużycia wykazują tendencję do łączenia się w większe konglomeraty. Produkty zużycia odprowadzane są przez naczynia limfatyczne, ale pewna ich część gromadzi się na brzegach implantu wokół węzła tarcia [147]. Nadmierna ilość produktów zużycia jest przyczyną osteolizy i może powodować obłuzowanie się implantu [103].

Wpływ modyfikacji materiałowych na poprawienie odporności na zużycie ścierne został szczegółowo opisany w rozdziale 2.2.2.3.



Rys. 9. Nanoprodukty zużycia polietylenu. Obraz z mikroskopu elektronowego (powiększenie 50 000 razy) [39].

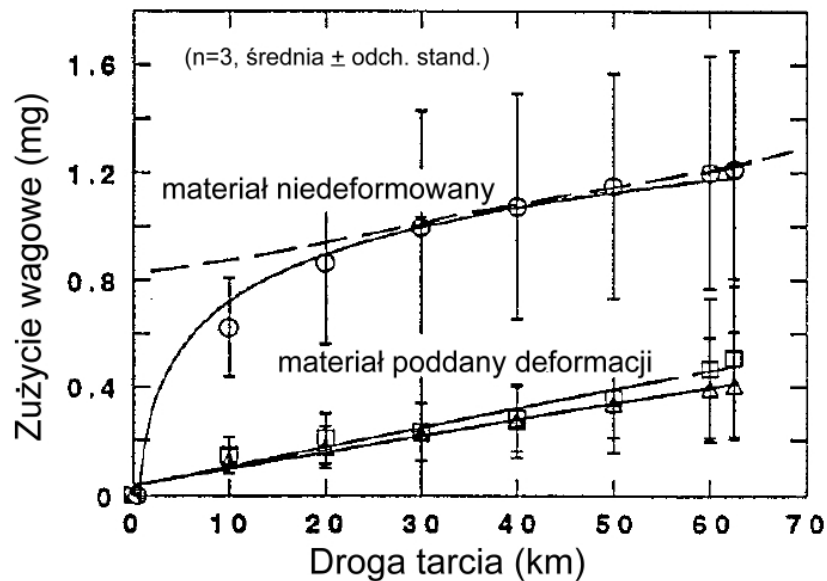
Elementy endoprotez wykonane z twardych materiałów metalowych współpracujących z polietylenem, nie wykazują w sposób istotny zużycia [40]. Jedyne przedostające się w obszar tarcia twarde produkty zużycia, m.in. cząstki wykruszonego cementu kostnego, mogą powodować powstawanie rys na gładzi elementu metalowego [40]. Badania opisane w pracy [27], nie wykazały zmian na powierzchni głowy endoprotezy stawu biodrowego po 15 latach eksploatacji, nawet w chropowatości powierzchni.

2.2.5.2 Odształcenia plastyczne i pełzanie

Niska granica plastyczności polietylenu o ultra wysokim ciężarze cząsteczkowym [71] powoduje, że podczas eksploatacji endoprotezy dochodzi do odkształceń plastycznych komponentów wykonanych z tego materiału [107]. W endoprotezach stawu kolanowego zjawisko to najczęściej występuje na początku eksploatacji oraz podczas przeciążenia implantu. Zjawisko to jest szczególnie nasilone w endoprotezach z płaską powierzchnią wkładki polimerowej (endoprotezy saneczkowe) [40]. Charakterystyki mechaniczne polietylenu przedstawione zostały w rozdziale 2.3.1.

Niekorzystna własność polietylenu jaką jest lepkosprężystość powoduje, że wykonane z niego elementy endoprotezy podlegają odkształceniom plastycznym nie tylko w obszarze tarcia. Celem badań opisanych w pracy [19] było określenie wpływu odkształcenia w dolnej części wkładki polimerowej (w miejscu styku z częścią piszczelową implantu) na rozkład nacisku w strefie tarcia. Wykazano, że stosowanie zbyt cienkich wkładek polimerowych może wpływać negatywnie na rozkład nacisków w strefie styku. Dodatkowym czynnikiem zwiększającym podatność na pełzanie polimeru ma podwyższona temperatura, będąca skutkiem tarcia.

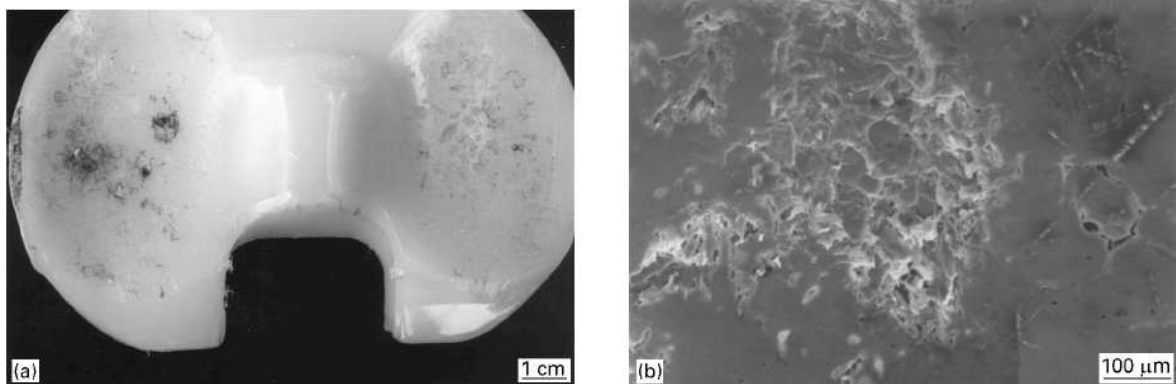
Odształcenie plastyczne będące konsekwencją pełzania może powodować umocnienie materiału. Badania opisane w pracy [77] wykazały, wpływ obróbki plastycznej polietylenu na zmniejszenie zużycia podczas tarcia. Podczas umacniania materiały polimerowe podlegały stałemu obciążeniu przez 10 000 min (ok. 1. tyg.). Na rys. 10 przedstawiono wpływ pierwotnej deformacji materiału polimerowego na zużycie.



Rys. 10. Zużycie wagowe polietylenu (PE-UHMW) w funkcji drogi tarcia dla materiału niedeformowanego (o), wstępnie deformowanego pod naciskiem 4 MPa (Δ), wstępnie deformowanego pod naciskiem 8 MPa (\square). Materiał przeciwpółki – stal 316L, $R_a=0,023$, parametry ruchowe: $p=4\text{MPa}$, $v_s=125\text{ mm/s}$ [77].

2.2.5.3 Zużycie zmęczeniowe

Dużym problemem występującym podczas eksploatacji endoprotez stawu kolanowego jest zjawisko pittingu. Kształt współpracujących powierzchni oraz znaczne obciążenia wywołują koncentrację nacisków w obszarze styku. Największa koncentracja naprężeń występuje pod powierzchnią materiału (punkt Bielajewa) [40]. Dodatkowo występujące zmiany kierunku obciążeń powodują niszczenie struktury materiału a w rezultacie oddzielanie znacznych kawałków polietylenu (rys. 11). Zużycie zmęczeniowe jest niemierzalne do momentu oderwania części materiału, co powoduje, że jest ono dodatkowo niebezpieczne. Określenie wytrzymałości zmęczeniowej polimeru jest utrudnione ze względu na dużą liczbę czynników wpływających na jego własności wytrzymałościowe [99].



Rys. 11. Skutki zużycia zmęczeniowego (pittingu) widoczne na powierzchni wkładki polimerowej endoprotezy stawu kolanowego [25]: a) ujęcie założyciowe wkładki polimerowej, b) mikroskopowy obraz powierzchni zużytej.

Własnościami materiałowymi decydującymi o wytrzymałości zmęczeniowej polietylenu są stopień krystaliczności i twardość. Na skutek promieniowania gamma wzrasta zarówno stopień krystaliczności (rys. 12) jak i twardość polietylenu [24, 40, 78, 104] co wiąże ze sobą zwiększenie odporności na zużycie ścierne (tabela 4) [78, 103, 104]. Najlepszym wyjściem jest więc określenie maksymalnej wartości zużycia, która nie powoduje osteolizy implantu [103] podczas jego eksploatacji, a następnie dobór odpowiedniej dawki promieniowania w celu otrzymania materiału charakteryzującego się takim właśnie zużyciem.

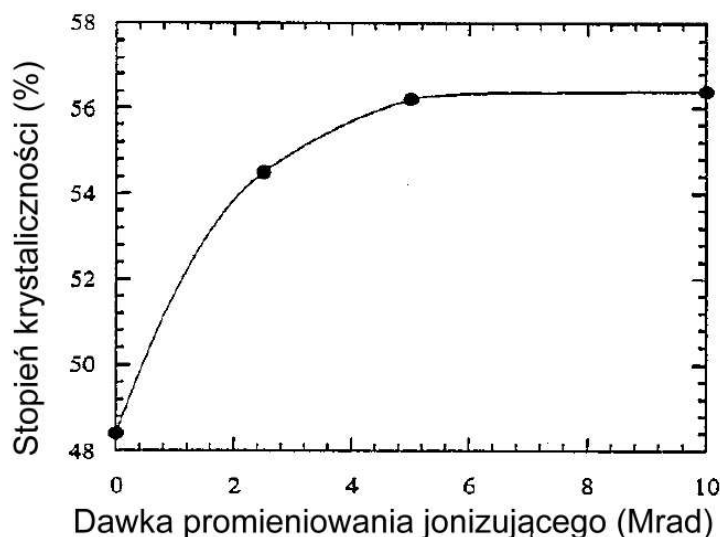
Wpływ ciężaru cząsteczkowego oraz stopnia krystaliczności został szczegółowo opisany przez M. Niinomio, L. Wanga i in. w pracy [99]. Autorzy wykazali, że wzrost ciężaru cząsteczkowego polietylenu nie poprawia jego wytrzymałości zmęczeniowej. Większy wpływ na tę własność materiałową ma stopień krystaliczności. Częstotliwość obciążeń również nie ma wpływu na wytrzymałość zmęczeniową PE-UHMW.

2.2.5.4 Niszczenie struktury materiału polimerowego

Materiał polimerowy stosowany do produkcji elementów endoprotezy w trakcie eksploatacji poddawany jest oddziaływaniu wielu czynników wpływających negatywnie na jego strukturę. Do tego rodzaju czynników należy zaliczyć przede wszystkim [24, 34, 40, 78, 153]:

- substancje chemiczne obecne w organizmie człowieka,
- obciążenia mechaniczne,
- tarcie,
- podwyższoną temperaturę,
- promieniowanie jonizujące (w trakcie sterylizacji oraz podczas wykonywania zdjęć rentgenowskich).

Skutkiem oddziaływania wymienionych czynników jest zazwyczaj degradacja polimeru, zwiększenie jego stopnia krystaliczności oraz starzenie.



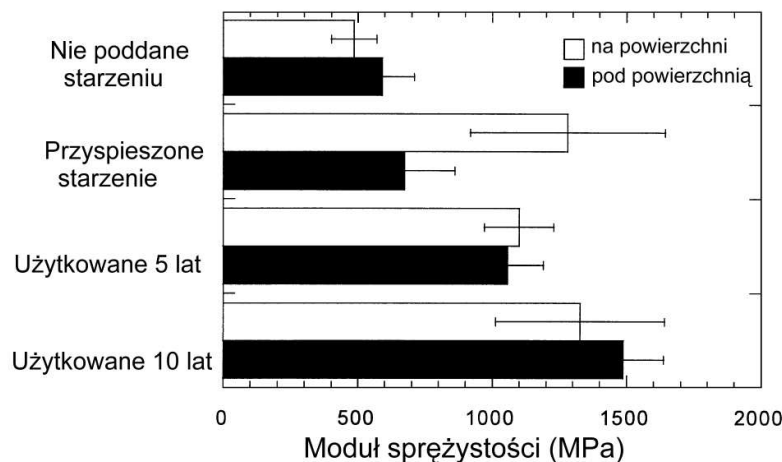
Rys. 12. Wpływ promieniowania jonizującego na stopień krystaliczności polietylenu (PE-UHMW) – badania uzyskane metodą skaningowej kalorymetrii różnicowej (DSC) [24].

Na podstawie przeprowadzonych badań stwierdzono, że poddanie polietylenu cyklicznym obciążeniom z udziałem tarcia powoduje wzrost stopnia krystaliczności [40].

Udział fazy krystalicznej po milionie cykli wzrasta średnio o 12 % [40]. Negatywnym skutkiem zwiększenia stopnia krystaliczności jest m.in. obniżenie odporności na zużycie zmęczeniowe. Materiał polimerowy staje się również bardziej kruchy [40].

Znaczącym problemem jest starzenie się polietylenu z upływem czasu [40]. Mechanizm starzenia się polietylenu nie jest dostatecznie poznany i wyjaśniony [40]. Odporność polietylenu na starzenie jest zmniejszona ze względu na rozgałęzienia łańcuchów makrocząsteczki. Słabymi miejscami są atomy węgla podstawione niesymetrycznie (miejsca rozgałęzień) [175]. Skutkiem starzenia jest utrata przez polimer elastyczności, staje się on kruchy. Pogorszeniu ulegają własności mechaniczne oraz następuje zmiana zabarwienia.

W pracy [34], A. Edidin i in. wykazali wpływ starzenia się polietylenu na własności mechaniczne tworzywa, zarówno w warunkach laboratoryjnych jak i w trakcie normalnej eksploatacji.



Rys. 13. Wpływ starzenia (naturalnego i przyspieszonego) na wartość modułu elastyczności podłużnej polietylenu (PE-UHMW) [34].

Na rys. 13 przedstawione zostały wyniki badań przeprowadzonych przez A. Edidina i in. [34]. Wyraźnie widoczne są zmiany w wielkości modułu sprężystości E , na skutek starzenia się polietylenu. Zwiększenie stopnia krystaliczności spowodowanego procesem tarcia, również wpływa na zwiększenie twardości PE-UHMW.

2.2.6 Podsumowanie

Wpływ na proces tarcia w endoprotezie stawu kolanowego ma wiele czynników. Należą do nich:

- rodzaj skojarzenia materiałowego pary trącej,
- charakter styku występującego pomiędzy współpracującymi elementami,
- wartości i kierunek obciążeń węzła tarcia,
- kinematyka węzła tarcia,
- obecność płynów ustrojowych.

Większość opisanych czynników zależna jest od rozpatrywanego rozwiązania konstrukcyjnego implantu.

Na podstawie przeprowadzonej w rozdziale 2.2 analizy literatury można stwierdzić, iż badania tribologiczne endoprotez prowadzone są w trzech podstawowych grupach:

1. laboratoryjne badania tribologiczne na podstawowych parach trących (z wykorzystaniem standardowych testerów tribologicznych),
2. laboratoryjne badania tribologiczne na endoprotezach (z wykorzystaniem symulatorów chodu),
3. badania kliniczne (ocena zużycia elementów endoprotezy).

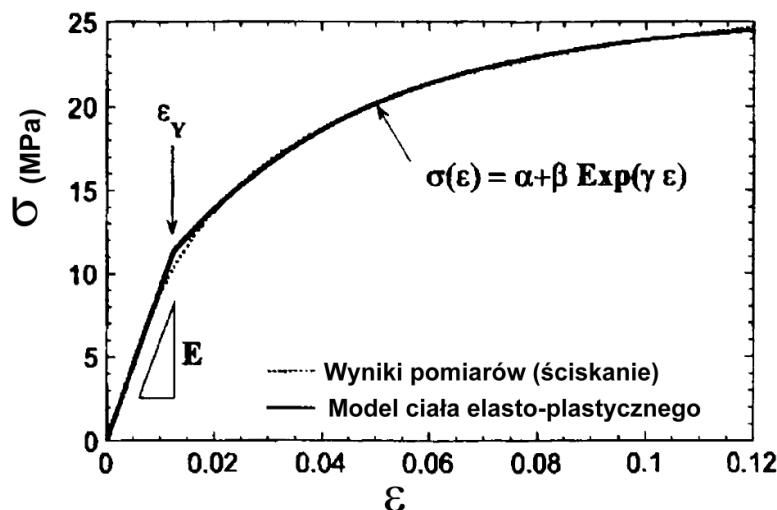
Podstawowym celem prowadzonych badań pierwszego typu jest najczęściej ocena odporności na zużycie wybranego skojarzenia materiałowego. W przypadku badań 2. i 3. typu oceniane są konkretne rozwiązania konstrukcyjne endoprotez. Znacznie częściej celem badań jest opis zużywania się elementów endoprotez niż tarcie pomiędzy ich elementami. Podstawowym czynnikiem przyjmowanym w prowadzonych eksperymentach są własności materiału polimerowego. Można stwierdzić, iż głównym kierunkiem rozwoju alloplastyki stawów jest zwiększenie odporności na zużywanie polietylenu PE-UHMW.

2.3 Zagadnienia związane z modelowaniem tarcia endoprotezy stawu kolanowego

2.3.1 Własności mechaniczne polimeru PE-UHMW

Właściwości mechaniczne materiałów biorących udział w tarcu mają ogromny wpływ na przebieg tego procesu. Zależność odkształcenia materiału od działających na niego naprężeń oraz czasu (lepkosprężystość) są niezbędne do opracowania modelu tarcia.

W przypadku węzłów tarcia stosowanych w endoprotezach stawu kolanowego kluczową rolę odgrywa mechanika ciała polimerowego. Szeroko stosowany w tradycyjnych materiałach konstrukcyjnych (metale) model ciała sprężysto-plastycznego jest również stosowany do opisu materiałów termoplastycznych. Należy zauważyć rozbieżność pomiędzy rzeczywistymi zależnościami odkształcenia od naprężenia (zależność nieliniowa) dla materiałów polimerowych a stosowanym modelem ciała sprężystego Hooke'a (rys. 14).



Rys. 14. Różnica pomiędzy modelem ciała sprężysto-plastycznego (S. Kurtza), a rzeczywistym charakterem zmian $\sigma(\epsilon)$ [71].

Moduł sprężystości polietylenu PE-UHMW w stosunku do stopów metali stosowanych w implantach ponad 100-krotnie mniejszy. W czasie styku polimeru z metalem,

odkształcenia elementu metalowego w porównaniu z odkształceniami elementu polimerowego są minimalne i mogą zostać pominięte. Ponadto, polimery mają własności lepkosprężyste objawiające się pełzaniem oraz relaksacją naprężeń. Pod wpływem sił zewnętrznych materiał odkształca się zarówno sprężycie (odwracalnie), jak i niesprężycie (nieodwracalnie), zależnie od czasu [175]. Takie zachowanie się materiału jest związane z naruszeniem równowagi konformacyjnej łańcuchów polimerowych i ich ruchliwością wokół wiązań chemicznych [175]. Wartość odkształcenia zależna jest nie tylko od sztywności materiału ale również czasu działania obciążenia.

Do opisu reologii materiałów polimerowych stosuje się różne modele mechaniczne. Najprostszymi modelami mechanicznymi opisującymi ciała lepkosprężyste są modele: Maxwella i Voigta-Kelvina (rys. 15) [165, 175].

Model Voigta-Kelvina, można zobrazować poprzez równoległe połączenie modeli ciała sprężystego (Hooka) oraz ciała lepkiego (ciecz Newtonowska) [165, 175] (rys. 15a). Równanie stanu opisujące model Voigta-Kelvina przyjmuje postać (2):

$$\tau = G\gamma + \eta \frac{d\gamma}{dt} \quad (2)$$

gdzie:

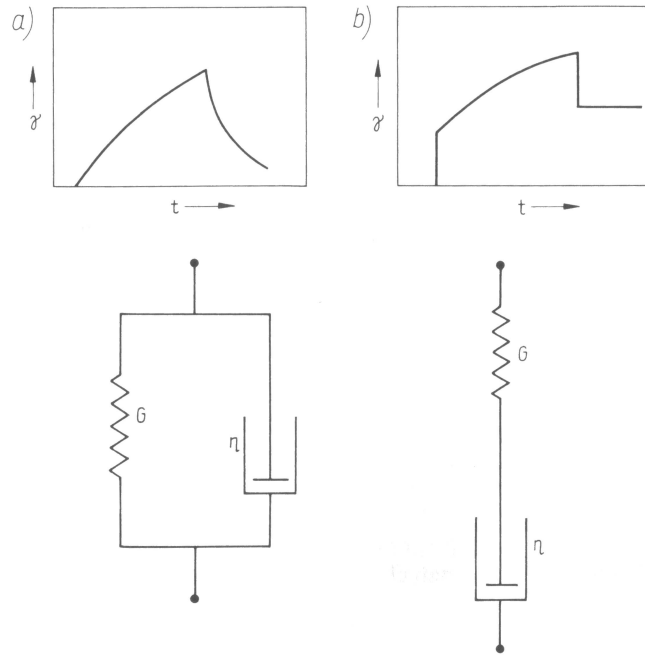
- E – moduł sprężystości podłużnej (Younga),
- G - moduł sprężystości postaciowej (Kirchhoffa),
- σ – naprężenie normalne,
- τ – naprężenie styczne,
- ε – odkształcenie,
- γ – odkształcenie postaciowe,
- η – lepkość postaciowa.

Pod wpływem naprężenia, powstające odkształcenie jest nieliniowe w czasie. Model Maxwella jest złożony z szeregowo połączonych elementów ciała idealnie sprężystego oraz ciała lepkiego (rys. 15b). Do opisu modelu Maxwella wykorzystuje się równanie (3).

$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{1}{\eta} \tau + \frac{1}{G} \frac{d\tau}{dt} \quad (3)$$

Działanie stałego naprężenia powoduje natychmiastowe odkształcenie sprężyste, a następnie materiał zaczyna odkształcać się nieograniczenie w sposób liniowy w czasie t [175]. Po odjęciu obciążenia w układzie pozostaje stałe odkształcenie.

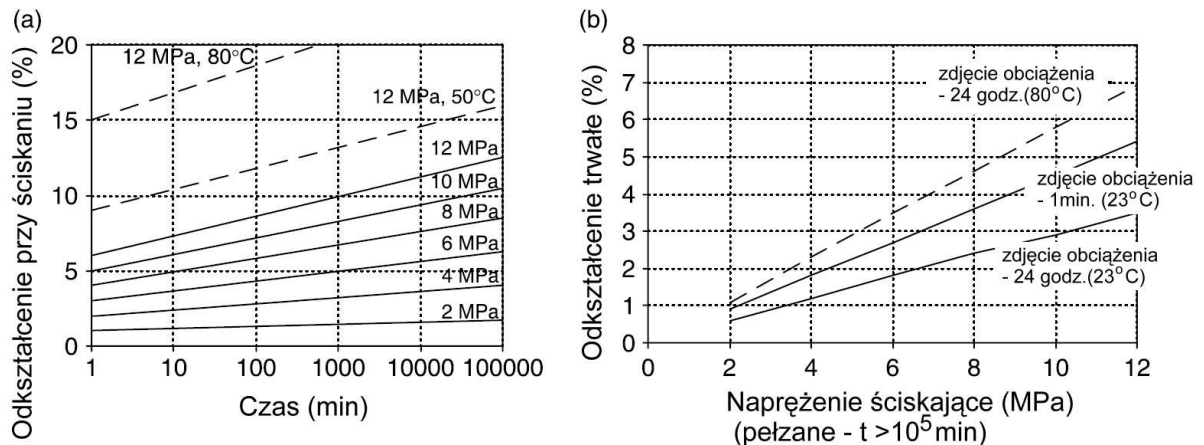
Ogólny model mechaniczny zwany również modelem Burgersa składa się z kombinacji modeli ciała Maxwella i Voigta-Kelvina [175]. Pozwala on na jakościowo poprawny opis wszystkich zjawisk liniowych występujących w ciałach lepkosprężystych [165].



Rys. 15. Modele ciał lepkosprężystych: a) Voigta-Kelvina, b) Maxwella [175]

Charakter zmian odkształcenia materiału pod wpływem obciążenia ma duże znaczenie dla przebiegu procesów tribologicznych. Podczas tarcia w endoprotezach stawu kolanowego występują typowe zjawiska związane z lepkosprężystością polietylenu: pełzanie (obciążenia długotrwałe) oraz histereza odkształceniowa (obciążenia dynamiczne).

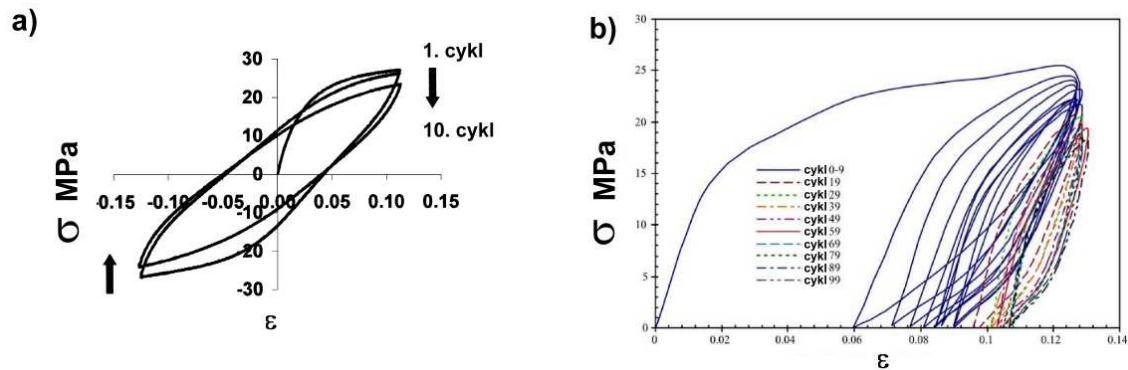
Zjawisko pełzania PE-UHMW w różnych warunkach obciążenia zostało dokładnie opisane w pracy [125]. Wyniki badań przeprowadzonych zgodnie z normą ISO 889 zostały przedstawione w postaci wykresów na rys. 16 [35, 123].



Rys. 16. Wyniki znormalizowanych (ISO 899) pomiarów pełzania dla PE-UHMW (ciśnieniowo wtryskiwanego) temp. 23 °C [35, 123].

Różnice we własnościach mechanicznych polimeru podczas ściskania i rozciągania, oraz opis występującej w materiale histerezy odkształceniowej były przedmiotem badań prowadzonych m.in. przez R. Meyera, L. Pruit, oraz D. Krzypowa [67, 92]. Wykazali oni

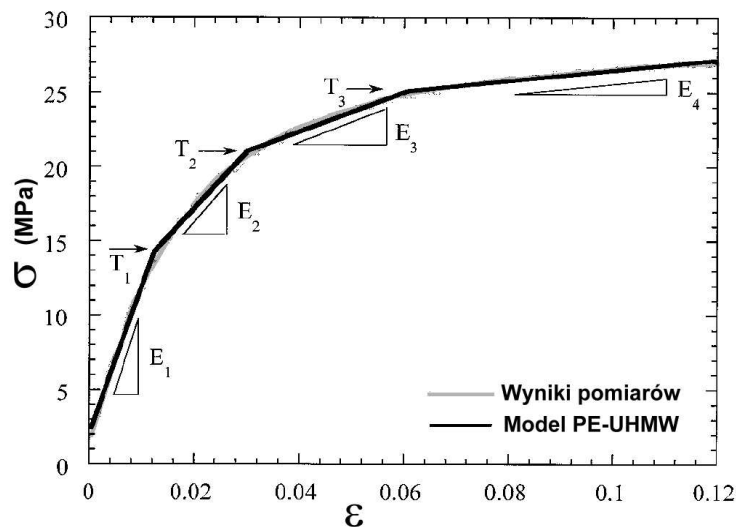
wyraźną różnicę pomiędzy zależnością odkształcenia od naprężenia podczas ściskania i rozciągania polietylenu. Wielkość jak i nachylenie (moduł sprężystości) histerezy odkształceniowej ulega zmianie na skutek cyklicznych obciążeń (rys. 17).



Rys. 17. Histereza odkształceniowa występująca w polietylenie PE-UHMW, oraz wpływ obciążeń cyklicznych na zmniejszenie sztywności materiału: a) badania dla obciążeń przemiennych (ściskanie – rozciąganie) $\epsilon = \pm 0,12$ [67], b) badania podczas ściskania $\epsilon = 0,12$ [92].

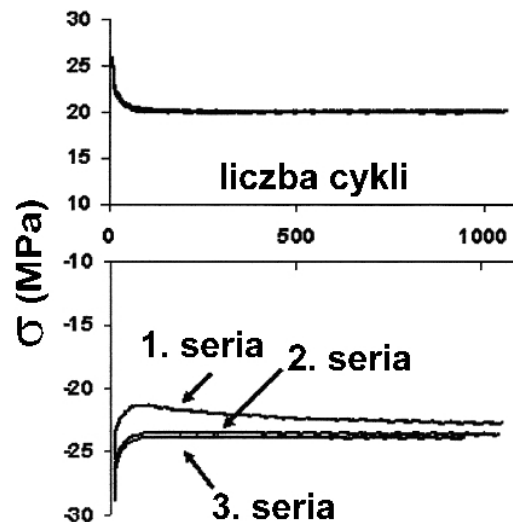
Własności mechaniczne polietylenu wynikające z jego budowy krystalicznej powodują, że na skutek zmiennego obciążania następuje jego osłabienie mechaniczne. W pracy [67] D. Krzypow oraz C. Rimnac wykazali, że zmiana modułu sprężystości podłużnej E , zmniejsza się wyraźnie w ciągu kilku pierwszych cyklów obciążeń. Po 10 cyklach zaobserwowano obniżenie modułu E o około 20%. Na rys. 19 przedstawiono zmiany sztywności materiału poddawanemu przemiennym odkształceniom (ściskanie i rozciąganie). Wyraźnie widoczne jest zmniejszenie sprężystości materiału polimerowego po pierwszych kilkudziesięciu cyklach.

W pracach S. Kurtza i in. [71, 72] opisane zostały różne modele mechaniczne polietylenu (PE-UHMW). Autorzy do opisu zależności pomiędzy odkształceniem a naprężeniem występującym w materiale, stosują zarówno proste modele oparte o liniowe zależności ciała idealnie sprężystego (rys. 18) [72] jak i modele nieliniowe, uwzględniające odkształcenia stałe (model sprężysto-plastyczny rys. 14 [71])



Rys. 18. Model mechaniczny polietylenu PE-UHMW oparty na 4 przedziałach o różnej sprężystości (model S. Kurtza) [72].

Pomimo dobrego odwzorowania zależności odkształceń od naprężeń (wsp. korelacji na poziomie $r=0,997$), należy zauważyć, iż autorzy pominęli w opracowanych modelach wpływ czasu działania naprężenia na wartość odkształcenia.



Rys. 19. Wpływ ilości cykli obciążeń na zmiany naprężeń w materiale polimerowym. Naprężenia σ dla wymuszonego odkształcenia $\varepsilon=\pm 0,09$.

Badania wytrzymałościowe prowadzone w celu określenia własności mechanicznych polietylenu opisywane są w licznych pracach [67, 73, 99, 107, 125]. Celem tych badań jest najczęściej określenie wpływu na materiał polimerowy, określonego czynnika mającego w założeniach zwiększenie jego wytrzymałość lub poprawę właściwości tribologicznych.

L. Pruitt w pracy [107] szeroko opisuje najważniejsze własności wytrzymałościowe, zwykłego oraz usieciowanego polietylenu o ultra wysokim ciężarze cząsteczkowym. Autorka przedstawia również wpływ wielkości dawek promieniowania jonizującego na podstawowe własności mechaniczne materiału.

2.3.2 Wpływ skojarzenia materiałowego na współczynnik tarcia

Skojarzenia materiałowe stosowane w alloplastyce stawu kolanowego, wymienione w pkt. 2.2.2, są przedmiotem licznych badań tribologicznych [23, 31, 41, 42, 69, 121, 128, 134, 144, 153, 168, 170], których celem jest wyznaczenie intensywności zużycia oraz wartości współczynnika tarcia. W pracach prof. Gierzyńskiej-Dolnej szeroko opisane są właściwości tribologiczne wymienionych skojarzeń materiałowych. Autorka słusznie zauważyła, że brak jest w literaturze dokładnych charakterystyk tribologicznych wymienionych par trących. Analiza literatury przedstawiającej wartości współczynnika tarcia dla różnych skojarzeń materiałowych, wykazuje znaczne zróżnicowanie wyznaczonych wielkości. Różnice w wartościach współczynnika tarcia występują również w badaniach prowadzonych dla takich samych skojarzeń materiałowych (tabela 5). Podobnie jak w przypadku zużywania na wartość współczynnika tarcia wpływa bardzo duża liczba czynników.

Tabela 5. Wartości współczynnika tarcia ślizgowego dla różnych skojarzeń materiałowych pary trącej.

Rodzaj skojarzenia materiałowego	Współczynnik tarcia μ	Literatura
316L - PE-UHMW	0,061 ÷ 0,097	[69]
	0,07 ÷ 0,09	[42]
	0,09 ÷ 0,14	[153]
	0,13 ÷ 0,17	[121]
CoCrMo - PE-UHMW	0,045 ÷ 0,062	[120]
	0,05 ÷ 0,15	[126]
	0,058 ÷ 0,062	[170]
	0,059 ÷ 0,086	[42]
	0,059 ÷ 0,143	[40]
Ti6Al4V - PE-UHMW	0,10 ÷ 0,13	[144]
	0,016 ÷ 0,020*	[79]
	0,025 ÷ 0,035*	[134]
	0,108 ÷ 0,112	[31]
Al ₂ O ₃ - PE-UHMW	0,120 ÷ 0,150	[120]
	0,030 ÷ 0,036	[23]
	0,044 ÷ 0,075	[69]
	0,059 ÷ 0,068	[42]
	0,083 ÷ 0,137	[40]
ZrO ₂ - PE-UHMW	ok. 0,125	[128]
	0,13 ÷ 0,14	[168]
	0,028 ÷ 0,055	[69]
	0,05 ÷ 0,15	[23]
ZrO ₂ - PE-UHMW	0,077 ÷ 0,175	[40]

*zastosowano oksydowanie termiczne

Autor dysertacji zamieścił tabelę 5 w celu ukazania znacznych różnic w wartościach współczynnika tarcia spotykanych w literaturze. Wartości współczynnika tarcia podane w tabeli 5 zostały wyznaczone przy różnych wartościach parametrów ruchowych, z wykorzystaniem różnych stanowisk badawczych. W zestawieniu nie uwzględniono pomiarów wykonywanych w obecności cieczy smarujących o lepkości większej niż lepkość wody (lepkość roztworu Ringer'a). Wartości statycznego współczynnika tarcia podawane w literaturze, dla różnych skojarzeń materiałowych, wahają się w zakresie 0,1 ÷ 0,15 [126].

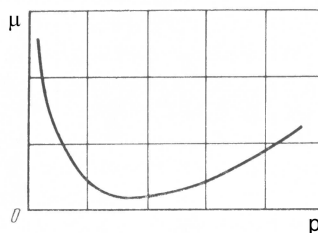
Wartości współczynników tarcia występujące w endoprotezach, bez względu na rodzaj pary trącej, są około 10 ÷ 20 razy większe niż wartości współczynnika tarcia, który występuje w naturalnym stawie człowieka [40]. Dzięki zastosowaniu w 1962 r. przez Sir Johna Charney'a polietylenu obniżono znacznie wartości współczynnika tarcia par ślizgowych endoprotez w stosunku do stosowanych wcześniej [20, 22, 78] (rozdział 2.2.2.3). Wprowadzone zostało również określenie „alloplastyki o małym tarcu” (“Low Friction Arthroplasty” - LFA).

Często podejmowane są różnego rodzaju próby modyfikacji warstwy wierzchniej lub nanoszenia powłok na materiały trące stosowane w alloplastyce stawów [100, 126]. Najczęściej zabiegi tego typu wykorzystuje się w elementach wytworzonych ze stopów tytanu. Należą do nich m.in.: pasywacja, azotowanie, oraz implantacja jonowa jonami azotu. Implantacja jonowa stopów tytanu stała się zabiegiem bardzo powszechnym zwłaszcza w USA [126]. Jedną z najnowszych technik jest nanoszenie powłok diamentowych wysokiej jakości w postaci amorficznej [126].

2.3.3 Wpływ parametrów ruchowych na wartość współczynnika tarcia

Wpływ parametrów ruchowych takich jak prędkość poślizgu v_s oraz nacisk jednostkowy p , na tarcie polimerów został dokładnie opisany i wyjaśniony w pracach I. Kragielskiego oraz Z. Rymuzy [65, 66, 119] (rys. 20).

Z. Rymuza słusznie zauważa, iż wyniki badań dotyczące wpływu obciążenia na współczynnik tarcia par polimerowych są często sprzeczne. Przy stosunkowo niewielkich naciskach, przy których zachodzi tylko styk sprężysty lub lepkosprężysty współczynnik tarcia maleje przy wzroście obciążenia [65, 66, 119]. Przy znacznym obciążeniu, współczynnik tarcia może wzrosnąć, na skutek występującego pełnego styku plastycznego [119].



Rys. 20. Wpływ nacisku jednostkowego na wartość współczynnika tarcia μ podczas tarcia polimeru po stali wg. Belyego [12]

Zależność wartości współczynnika tarcia od prędkości poślizgu Z. Rymuza opisuje następująco [119]:

„Przy założeniu tylko mechanicznego oddziaływania powierzchni trących przy kontakcie sprężysto-plastycznym w zakresie małych prędkości poślizgu v i przy ich wzroście współczynnik tarcia powinien wzrastać ponieważ:

- 1) przy wzroście prędkości poślizgu obserwuje się wzrost oporów lepkiego płynięcia materiału, a przy bardzo dużych obciążeniach – gwałtowny wzrost lepkości w funkcji szybkości ścinania.
- 2) przy małych prędkościach poślizgu występuje nieznaczne zwiększenie rzeczywistej powierzchni styku wskutek *rozmywania* i odginania mikronierówności, szczególnie przy dużych obciążeniach.”

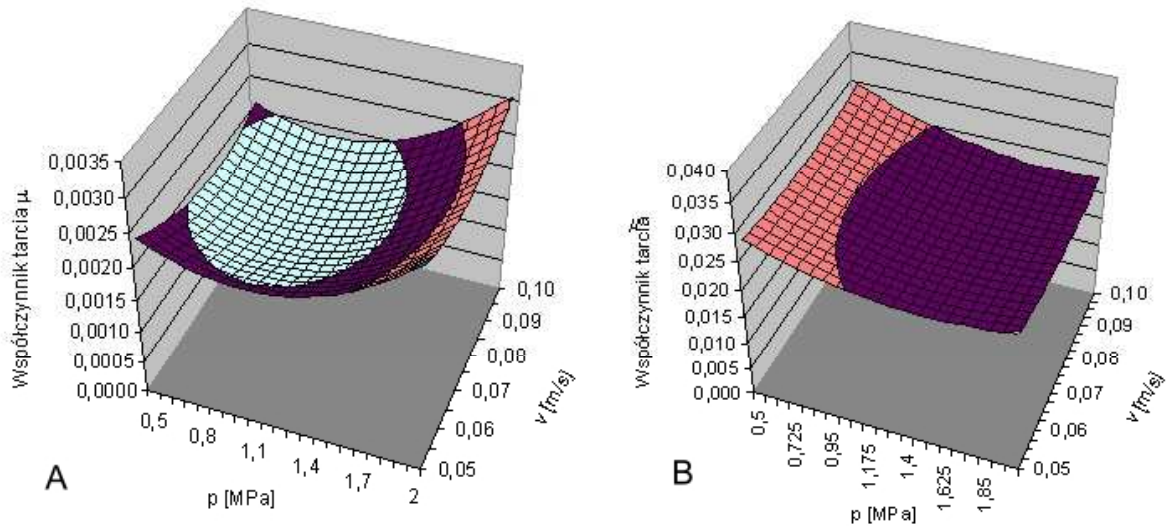
W szeregu prac [31, 42, 52, 101, 121, 131, 134, 140, 168] opisano badania prowadzone w celu oceny parametrów ruchowych na wartości współczynnika tarcia. Różnice w wyznaczonych wartościach współczynnika tarcia oraz niezgodność co do wpływu parametrów ruchowych na jego zmiany uniemożliwiają wysunięcie jednoznacznych wniosków co do charakteru zjawiska. Można stwierdzić że nacisk jednostkowy oraz prędkość poślizgu nie są decydującymi parametrami wpływającymi na tarcie materiałów stosowanych w alloplastyce stawu kolanowego.

W pracy [42] opisano wyniki badań tribologicznych, w których analizowano wpływ nacisku oraz rodzaju płynu smarującego na tarcie różnych skojarzeń materiałowych (CoCrMo - PE-UHMW, Al₂O₃ - PE-UHMW, 316L - PE-UHMW). W badanym zakresie nacisków jednostkowych 0,39 ÷ 1,53 MPa, większy wpływ na wartość współczynnika tarcia ma rodzaj zastosowanego płynu smarującego niż nacisk jednostkowy czy skojarzenie materiałowe.

W pracy [60] przedstawiono charakterystyki tarcia dla skojarzenia 316L-PE-UHMW wyznaczone na podstawie badań tribologicznych przeprowadzonych na stanowisku typu tarcza-trzpień. Zakresy prędkości i nacisku jednostkowego wynikały z analizy biomechaniki stawu kolanowego. Badania przeprowadzono w warunkach tarcia

suchego oraz w obecności płynu wieloelektrolitowego, w tym wypadku cała powierzchnia przeciwelementu, po której ślizgała się polimerowa próbka pokryta była kilkumilimetrową „warstwą” płynu.

Podczas badań przeprowadzono również pomiary zmian chropowatości powierzchni. Na rys. 21 przedstawiono wpływ nacisku jednostkowego p oraz prędkości ślizgania v_s na współczynnik tarcia μ [60].



Rys. 21. Zmiana zależności współczynnika tarcia w zależności od prędkości poślizgu i nacisku jednostkowego dla pary: 316L - PE-UHMW [60]: A). Tarcie w obecności cieczy smarującej, B). Tarcie suche.

Podkreślić należy, że wartości wyznaczonego współczynnika tarcia dla tarcia suchego i tarcia w obecności płynu różnią się o rząd. Obecność płynu smarującego ma ogromne znaczenie nie tylko na obniżenie wartości współczynnika tarcia, ale również na zmiany chropowatości powierzchni materiału [60]. Na skutek tarcia suchego wartości parametru R_{max} wzrastają, w niektórych przypadkach mierzalne były rysy wielkości $R_{max} = 3 \mu\text{m}$. Mogły one powstać na skutek tarcia o powierzchnię przeciwpróbki twardej produktów zużycia [36]. W przypadku tarcia w obecności cieczy smarującej nie dostrzeżono zmian na powierzchni próbki i przeciwpróbki.

Jak wykazują badania opisane w pracach [10, 103, 124, 140], duże znaczenie podczas pomiaru współczynnika tarcia oraz intensywności zużycia, ma przemiennosc względnych ruchów elementów trących. Badania na stanowiskach typu tarcza-trzpień (pin-on-disc) gdzie kierunek a także zwrot wektora prędkości poślizgu jest stały w czasie nie można porównywać z pomarami wykonanymi na stanowiskach pracujących w ruchu przemiennym (np. posuwisto-zwrotnym). W pracy [124] przedstawiono m.in. metodykę pomiarów tribologicznych podczas ruchu przemiennego. Zaletą tego typu badań jest możliwość pomiaru zarówno współczynnika tarcia kinetycznego jak i statycznego. Niedogodnością są zakłócenia wynikające z bezwładności mechanicznej elementów stanowiska pomiarowego oraz samych próbek [61].

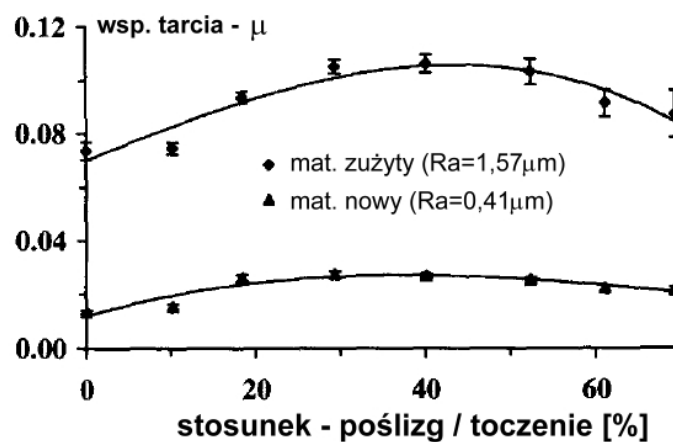
Ze względu na kinematykę endoprotez stawu kolanowego bardziej wiarygodne w analizie tarcia tego typu urządzeń wydają się badania prowadzone w ruchu przemiennym.

2.3.4 Badania tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym

Z analizy kinematyki stawu kolanowego (rozdział 2.1.3) wynika, że występujący w endoprotezie ruch toczno-ślizgowy ma istotny wpływ na charakter występującego tarcia.

W pracach [32, 166] wykazano, że na mechanizm zużywania polietyleny wpływa złożoność ruchów względnych elementów trących, jaka ma miejsce w endoprotezie stawu kolanowego. Takie charakter ruchu może znacząco zwiększyć intensywność zużywania ściernego polimeru.

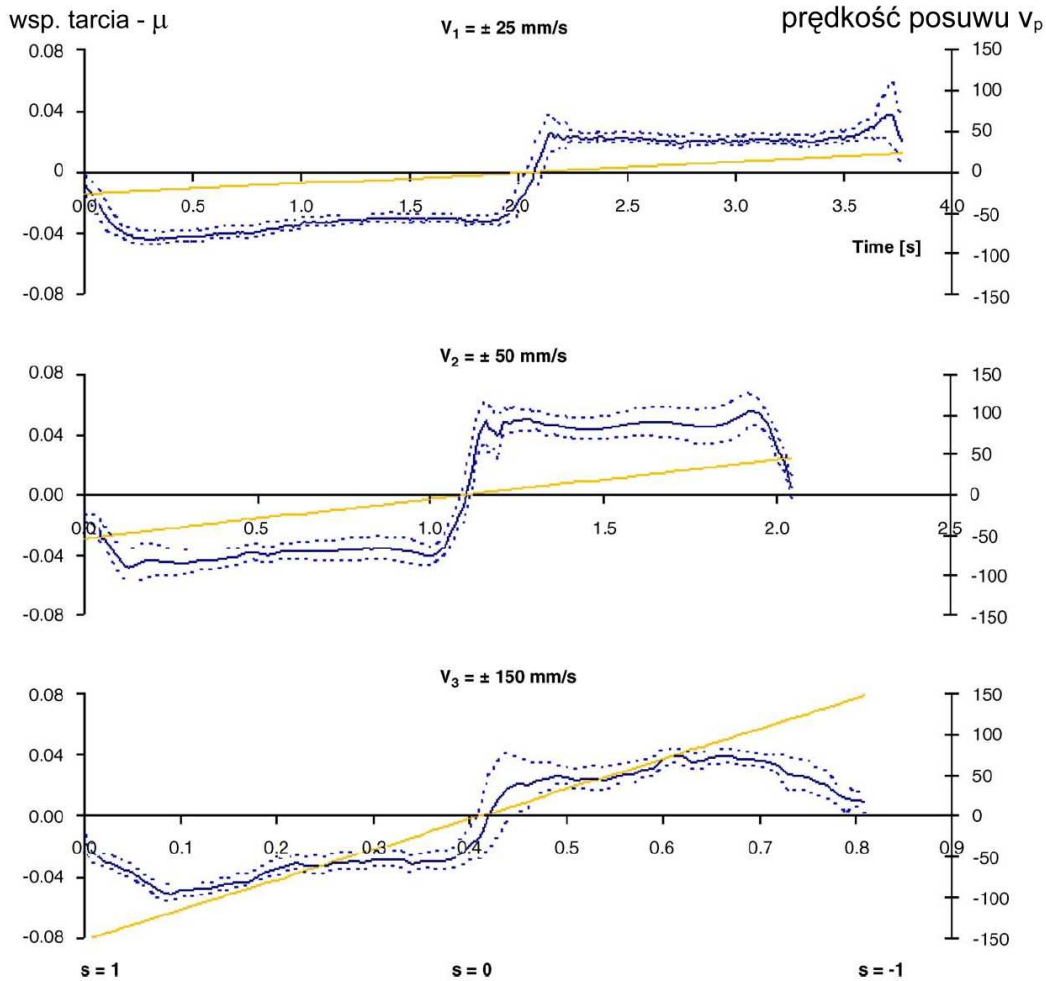
T. McGloughlin i A. Kavanagh w pracy [91] podjęli próbę oceny ruchu toczno-ślizgowego na tarcie i zużywanie w węźle tarcia endoprotezy. Na podstawie przeprowadzonych badań laboratoryjnych stwierdzili, że zwiększanie poślizgu (stosunku prędkości toczenia do prędkości poślizgu) występującego w endoprotezie wpływa na zwiększenie zużycia elementu polimerowego.



Rys. 22. Zależność współczynnika tarcia od stosunku poślizgu do toczenia dla pary CoCr – PE-UHW [114].
Badania dla materiałów nowych i zużytych przy prędkości posuwu $v_p=140$ mm/s i obciążeniu $F_n=1000$ N, medium smarujące – serum wołowe.

Ocena zmian współczynnika tarcia w zależności od stosunku składowych toczenia i poślizgu została opisana przez A. Reinholza, M. Wimmer i in. w pracy [114]. Badania tarcia przeprowadzono dla materiałów nowych i zużytych dla skojarzenia CoCr - PE-UHMW. Zmiana wartości współczynnika tarcia w zależności od stosunku prędkości posuwu do składowej tocznej został przedstawiony na rys. 22. Wartości prędkości posuwu przyjęte przez autorów wydają się jednak być nieadekwatne do rzeczywistych prędkości poślizgu występujących w endoprotezie (badania prowadzono dla prędkości posuwu $v_p=100 \div 280$ mm/s).

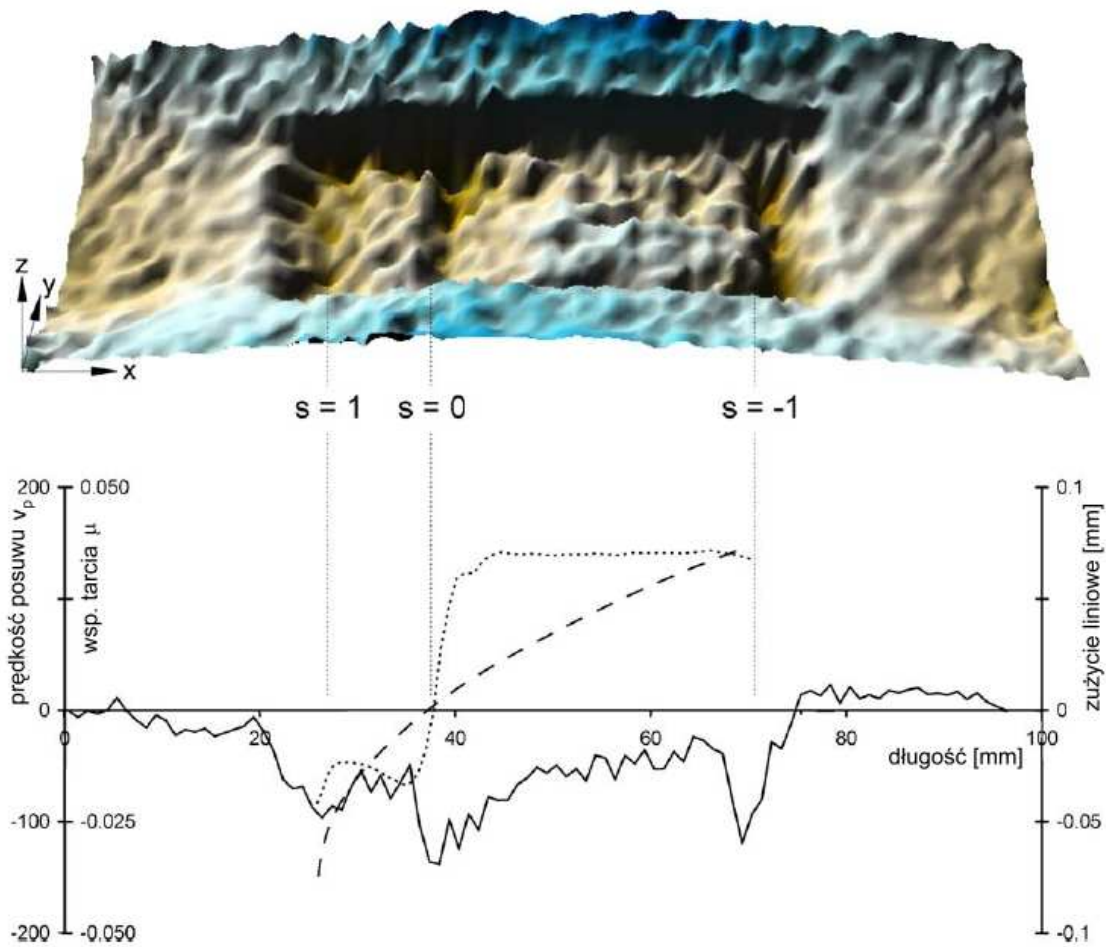
T. Schwenke i in. w pracy [131] przedstawili wyniki badań mających na celu określenie wpływu tarcia toczno-ślizgowego na właściwości tribologiczne pary CoCr –PE-UHMW. Stosunek tarcia tocznego do ślizgowego zmieniano w sposób ciągły w czasie ruchu próbki. Zmieniano nie tylko udział prędkości poślizgu do prędkości toczenia ale również samą wartość prędkości posuwu v_p . Na rys. 23 przedstawiono wyznaczone na podstawie pomiarów wartości współczynnika tarcia [131].



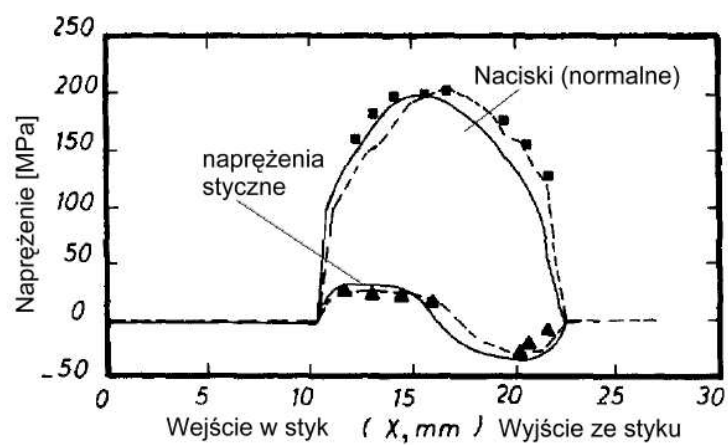
Rys. 23. Zmiana współczynnika tarcia w zależności od udziału prędkości toczenia i prędkości posuwu, dla różnych zakresów prędkości posuwu [131].

Autorzy zwracają uwagę na „krytyczne” przejście pomiędzy toczeniem a poślizgiem wpływające znacząco na styk elementów trących. Zauważono również wpływ częstotliwości zmian kierunku działania siły tarcia na wartość współczynnika tarcia. Zjawisko to związane jest prawdopodobnie z lepkosprężystymi własnościami polimeru. We wspomnianej pracy analizowano również wpływ złożonego ruchu toczo-ślizgowego na zużycie elementu polimerowego. Na rys. 24 Rys. 24 przedstawiono zależności pomiędzy występującym poślizgiem, współczynnikiem tarcia a zużyciem liniowym płytki polimerowej.

W wielu pracach podejmowane są badania związane z zagadnieniem tarcia toczo-ślizgowego metali. W pracach m.in. M. Abo-Elkhiera [1, 84, 122] analizie poddano naciski występujące w obszarze styku podczas tego rodzaju tarcia. Na rys. 25 Rys. 25 przedstawiono wyniki pomiarów nacisków i naprężeń stycznych podczas tarcia toczo-ślizgowego elementów aluminiowych. Wyraźnie widoczna jest zmiana wartości naprężeń stycznych z dodatnich (przy wchodzeniu w styk) na ujemne (podczas wychodzenia ze styku). Taki charakter zmian może w znaczący sposób wpływać na wartości siły tarcia występującej podczas tarcia toczo-ślizgowego.



Rys. 24. Trójwymiarowy obraz powierzchni płytki polimerowej (po badaniach z prędkością posuwu $v_p = \pm 150$ mm/s. Wykres zużycia liniowego płytki polimerowej wzdłuż kierunku tarcia (linia ciągła), w porównaniu z wartościami chwilowymi prędkości posuwu (linia kreskowa), oraz wartościami chwilowymi wsp. tarcia (linia punktowa) [131].



Rys. 25. Rozkład nacisków oraz naprężeń stycznych w strefie styku podczas toczenia z poślizgiem walca po płaskiej powierzchni (elementy aluminiowe) [1].

Badania określające wpływ chropowatości powierzchni trących podczas złożonego tarcia toczno-ślizgowego elementów metalowych zostały opisane w pracy [167]. W zakresie odkształceń sprężystych (badania prowadzono dla elementów stalowych) [167] wykazano liniową zależność współczynnika tarcia od chropowatości powierzchni oraz stosunku toczenia do ślizgania.

W pracy I. Goryacheva i innych [44] podjęto próbę analitycznego opisu tarcia podczas złożonego ruchu toczno-ślizgowego ciała sprężystego z powłoką lepkosprężystą. W modelu tym do opisu powłoki lepkostrężystej wykorzystano model ciała Maxwella. Model taki nie nadaje się w pełni do opisu tarcia w endoprotezie stawu kolanowego ze względu na przyjęty model sprężysty rdzenia bieżni.

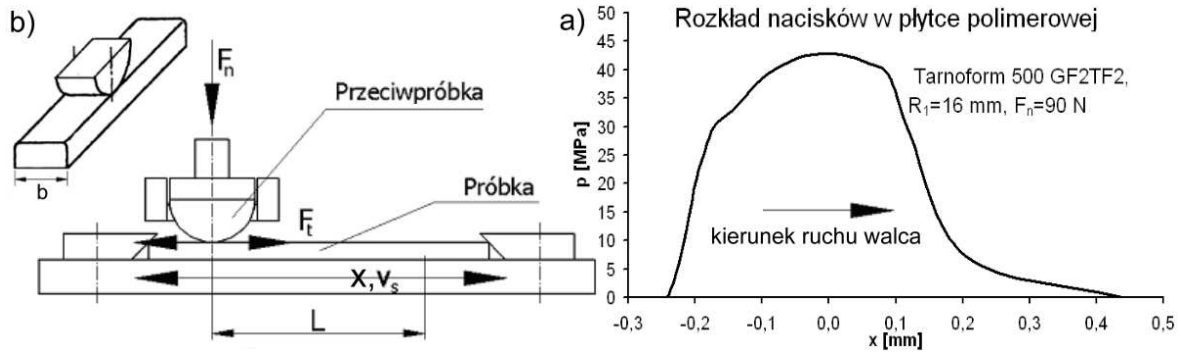
2.3.5 Badania tarcia przy styku skoncentrowanym

Rodzaj styku występujący pomiędzy elementami trącymi w większości polimerowych węzłów tarcia ma charakter powierzchniowy. Rzadko spotyka się układy, w których występuje styk liniowy lub punktowy. W przypadku endoprotez stawu kolanowego styk w strefie tarcia może mieć charakter, który określa mianem „styku skoncentrowanego” [59, 145]. Podstawowym problemem w analizie tarcia dla tego rodzaju styku jest rozkład nacisków w strefie tarcia.

Zagadnienia tarcia podczas ruchu toczno-ślizgowego w styku skoncentrowanym opisywane są w pracach S. Pytki [108, 110-112]. Niestety większość opisywanych badań oraz modeli odnosi się do węzłów tarcia, w których współpracują materiały metaliczne.

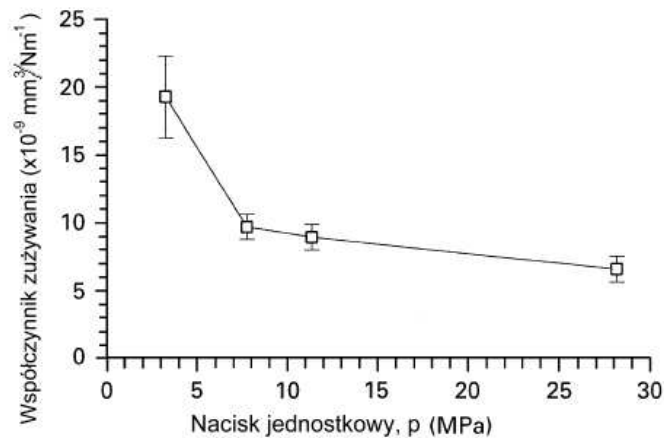
Próba analitycznego wyznaczenia rozkładu nacisków w strefie styku skoncentrowanego w materiałach polimerowych oraz wyznaczenie na jego podstawie wartości sumarycznej siły tarcia została opisana w pracy [59]. Do analizy rozkładu nacisku zastosowano model Hertz'a. Na podstawie wyznaczonej wcześniej charakterystyki zmian współczynnika tarcia od nacisku jednostkowego ($\mu=f(p)$) oraz wyznaczonego rozkładu nacisków w strefie styku wyliczona została sumaryczna siła tarcia. Zastosowanie modelu Hertz'a do wyznaczenia nacisków w strefie styku wydaje się być zbyt dużym uproszczeniem. Model ten może być stosowany jedynie do wyznaczenia nacisków pomiędzy ciałami sprężystymi, a nie materiałów wykazujących lepkostrężystość. Poważnym brakiem jest pominięcie wpływu tarcia na rozkład nacisków w strefie styku. Wpływ tarcia na rozkład nacisków w strefie styku został ujęty w badaniach opisanych w pracy [63]. Badania prowadzono dla różnych par ślizgowych pracujących w ruchu posuwisto-zwrotnym w styku skoncentrowanym. Jako materiał polimerowy zastosowano różne odmiany polioksymetylenu (POM), próbki w postaci walca o różnych promieniach wykonano ze stali 316L.

Rozkład nacisku w strefie styku oraz wartości siły tarcia wyznaczono za pomocą metody elementów skończonych. Jednym z przyjętych parametrów wejściowych modelu numerycznego była charakterystyka zmian współczynnika tarcia od wartości nacisku jednostkowego $\mu=f(p)$, wyznaczona podczas badań wstępnych. Na rys. 26 b przedstawiono przykładowy rozkład nacisków na powierzchni płytki polimerowej podczas tarcia.



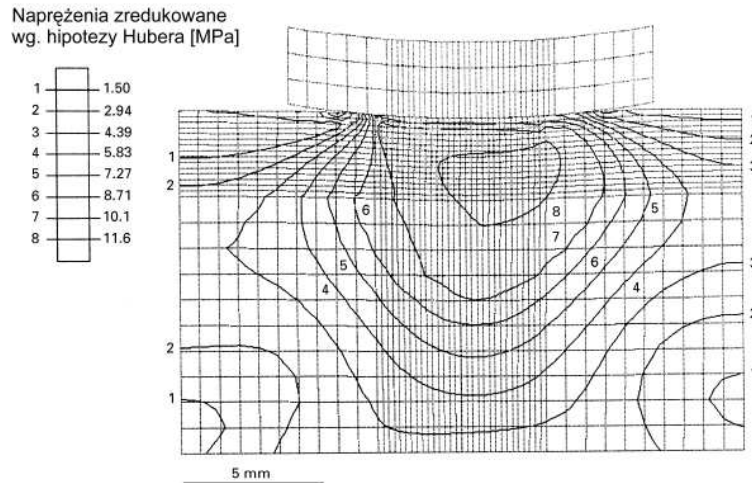
Rys. 26. a). Schemat kinematyczny węzła tarcia, b). Przykładowy rozkład nacisków (MES) [63].

Badania w zakresie wpływu styku skoncentrowanego na zużycie elementu polimerowego dla par ślizgowych stosowanych w alloplastyce stawów, opisane zostały przez P. Barboura, D. Bartona i J. Fishera w pracach [4, 5, 7]. Autorzy wykorzystali do wyznaczenia intensywności zużycia metodę elementów skończonych oraz przeprowadzili badania doświadczalne. Zależność współczynnika zużycia (zdefiniowanego na s. 24) od nacisku jednostkowego przedstawiona została na rys. 27.



Rys. 27. Zależność współczynnika zużycia od nacisku jednostkowego p, badania przeprowadzone na stanowisku typu pin-on-disc. [5].

Przedstawione przez autorów rozkłady naprężeń w płycie polimerowej również wykazują zmiany występujących naprężeń normalnych (nacisków) oraz naprężeń stycznych w zależności od występującego nacisku (rys. 28). Zbliżone rezultaty rozkładu nacisków oraz naprężeń pod powierzchnią tarcia uzyskali M. Bijak-Żochowski i P. Marek, opisując je w pracach [13, 14].



Rys. 28. Rozkład naprężeń w płytce polimerowej podczas tarcia w styku skoncentrowanym ($F_n=180N$) [5].

Wpływ styku skoncentrowanego na zmiany granicy plastyczności polietylenu stosowanego w alloplastyce stawu kolanowego opisali E. Reeves i in. w pracy [113]. Wykazali oni, iż charakter ruchów i obciążeń działających na wkładkę polietylenową wpływa na wielkość odkształceń plastycznych polietylenu. Autorzy opisują również związek przemienności ruchów występujących w endoprotezie stawu kolanowego z umocnieniem materiału i przesunięciem granicy plastyczności polietylenu.

Koncentracja naprężeń występująca pod powierzchnią tarcia wężła endoprotezy stawu kolanowego jest główną przyczyną powstawania mikropęknięć. W pracy [56] opisano mechanizm ich powstawania oraz metody wykrywania tego typu pęknięć.

2.3.6 Wpływ obecności płynów w strefie tarcia na tarcie polimerów

Na podstawie wyników badań opisanych w pracach [42, 47, 60, 79, 128, 150, 168, 169, 174] można stwierdzić, że wartość współczynnika tarcia oraz intensywność zużycia występujące w węzłach tarcia endoprotez zależą w znacznym stopniu od środka smarującego. W pracy [60] autor wykazał, że podczas tarcia par ślizgowych wykorzystywanych w alloplastyce stawu kolanowego wartość współczynnika tarcia jest około 10-krotnie mniejsza w przypadku obecności płynu Ringera w strefie tarcia niż podczas tarcia technicznie suchego.

Obecność płynów w strefie tarcia przy bardzo małej chropowatości może również sprzyjać powstawaniu w pewnych warunkach tarcia elastohydrodynamicznego [53]. Potwierdzają to wyniki badań przedstawione przez Hall'a i Unsworth'a [47]. Warunkiem wystąpienia tarcia płynnego w endoprotezie jest między innymi odpowiednia lepkość medium smarującego. Badania grubości powstającego filmu smarnego opisane zostały obszernie w pracy [53]. Autorzy podjęli również próbę opracowania analitycznego modelu tarcia elastohydrodynamicznego występującego w endoprotezach stawu kolanowego. Przedstawione wnioski wskazują m.in. na geometrię styku jako parametr decydujący o grubości filmu smarnego.

W opisywanych w literaturze badaniach często stosuje się różnego rodzaju media smarujące. Najczęściej stosowanym płynem, zastępującym w badaniach tribologicznych płyny ustrojowe obecne w trakcie tarcia wszczepionej endoprotezy jest płyn Ringera [9]. Jest to roztwór wodny m.in. jonów wapnia, chloru, sodu i potasu, szeroko stosowany w medycynie do wlewów dożylnych. Stosowanie innych środków smarujących w trakcie badań

laboratoryjnych wydaje się być problemowe, ze względu na ich znaczny wpływ na uzyskiwane wyniki.

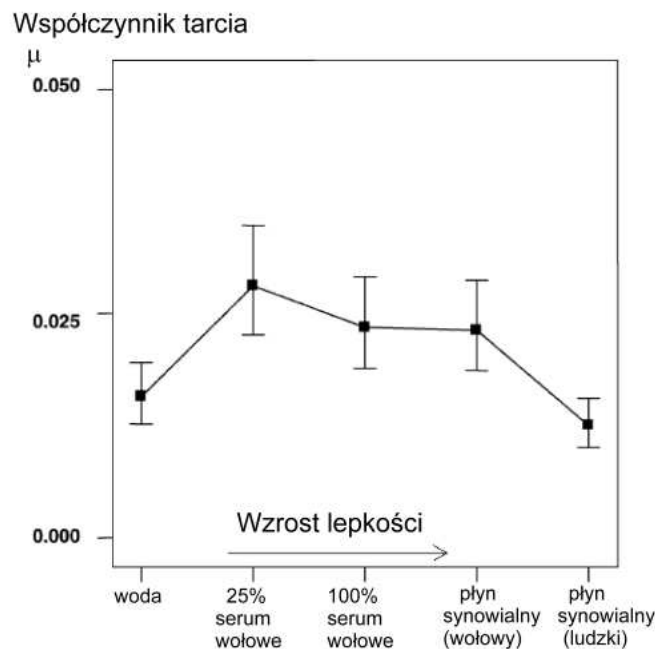
Wartości współczynników tarcia wybranych par ślizgowych w obecności różnych płynów smarujących przedstawione są w tabeli 6 [69] oraz na wykresie umieszczonym na rys. 29 [169].

Tabela 6. Wartości współczynnika tarcia wybranych par ślizgowych w obecności różnych płynów smarujących. Skojarzenie typu Pin-on-plate , $p=3,45$ MPa [69].

Para ślizgowa	Serum wołowe		Roztwór wodny soli		Woda destylowana	
	U	R	U	R	U	R
Zirkona-PE-UHMW	0,049	0,040	0,082	0,060	0,055	0,028
Alumina-PE-UHMW	0,056	0,054	0,115	0,089	0,075	0,044
316L-PE-UHMW	0,078	0,065	0,156	0,123	0,097	0,061

U- badania przy ruchu jednostronnym,

R- badania przy ruchu przemiennym.



Rys. 29. Wartości współczynnika tarcia dla różnych rodzajów płynu smarującego (badania na stanowisku typu pin-on-disc, para ślizgowa CoCr-PE-UHMW). [169].

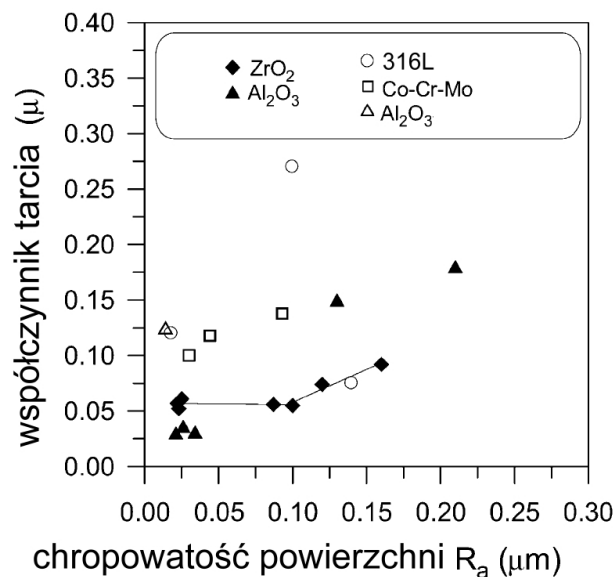
Wyraźnie widoczny jest wpływ lepkości cieczy smarującej na wartości współczynnika tarcia. Autor pracy [169] nie wyjaśnił przyczyny niskiej wartości współczynnika tarcia w obecności wody.

2.3.7 Wpływ chropowatości powierzchni na proces tarcia

Występujące w węzłach ślizgowych tarcie zależne jest m.in. od chropowatości powierzchni elementów trących [76, 119]. Kontakt ciał zachodzi w obszarach rzeczywistego styku [119], zatem kluczowe znaczenie dla przebiegu tarcia mają mikronierówności powierzchni elementów trących. Chropowatość powierzchni jest parametrem, od którego zależna jest m.in. rzeczywista powierzchnia styku elementów trących.

W przypadku tribologicznej współpracy materiału polimerowego z elementem metalowym lub ceramicznym kluczowy dla tarcia oraz zużycia polimeru jest stan powierzchni przeciwelementu (twardszego). Znaczna chropowatość powierzchni elementu metalowego zwiększa zużycie ściernie oraz opory tarcia będące skutkiem zahaczania nierówności powierzchni. Współpraca polimeru z elementem o małej chropowatości pozwala zmniejszyć zużycie ściernie [119]. Przy gładkich powierzchniach większy udział w procesie tarcia odgrywa adhezja występująca pomiędzy współpracującymi powierzchniami. W celu scharakteryzowania zużycia adhezyjnego J.F. Archard wprowadził współczynnik K , charakteryzujący udział złącz adhezyjnych będących źródłem zużycia do ogólnej liczby powstających pomiędzy materiałami złącz adhezyjnych [16]. W wyniku badań wielu skojarzeń materiałowych stwierdził, że w warunkach tarcia technicznie suchego, najmniejszą wartość współczynnika K odznacza się polietylen ślizgający się po powierzchni stali [16]. Dla takiego skojarzenia wartość $K = 10^{-7}$. Oznacza to, że ze wszystkich złączy adhezyjnych „odpowiedzialnych” za opory tarcia, jedynie jedno złącze na dziesięć milionów jest źródłem zużycia [16]. Wykorzystywanie zatem w węzłach tarcia polietylenu o ultra wysokim ciężarze cząsteczkowym pozwala na stosowanie bardzo gładkich powierzchni przeciwelementu metalowego ograniczając występowanie zużycia ściernego.

Zmniejszenie wartości współczynnika tarcia oraz intensywności zużycia wraz ze zmniejszeniem chropowatości elementu metalowego (ceramicznego), potwierdzają badania opisane w pracach [23, 62, 146, 151, 167] (rys. 30). We wnioskach autorzy najczęściej skłaniają się ku stwierdzeniu, że zależność współczynnika tarcia od chropowatości powierzchni trących ma charakter liniowy.

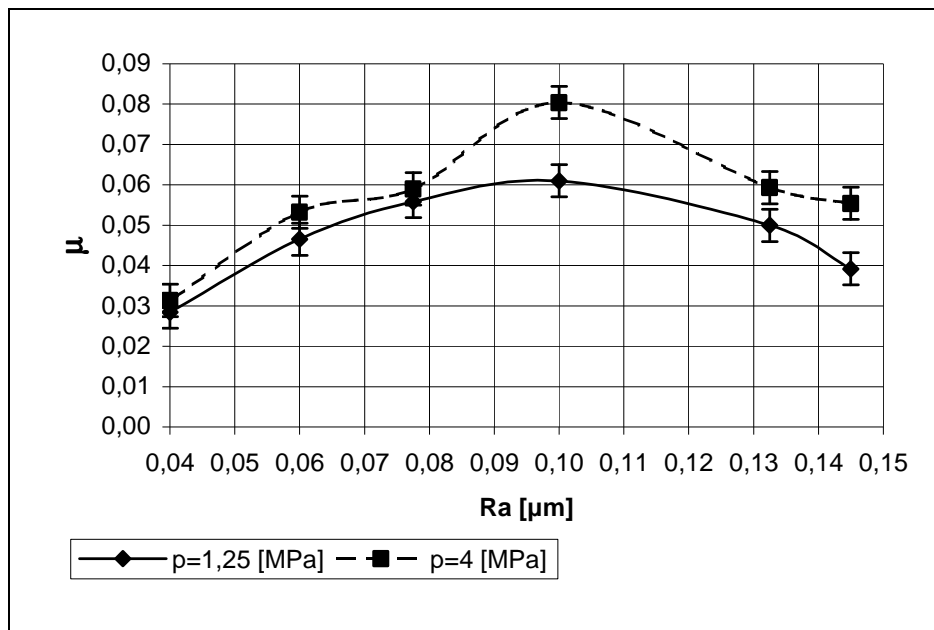


Rys. 30. Wartości współczynnika tarcia dla różnych materiałów współpracujących z polietylenem PE-UHMW charakteryzujących się różnymi wartościami chropowatości powierzchni [23].

P. Chapman-Sheath i in. w pracy [21] przedstawili wyniki pomiarów chropowatości powierzchni elementów trących najczęściej stosowanych endoprotez stawu kolanowego. Wartości średniego arytmetycznego odchylenia zarysu (parametr R_a) dla powierzchni trącej elementu udowego mieściły się dla wszystkich analizowanych implantach w zakresie od $0,07 \mu\text{m}$ do $0,10 \mu\text{m}$.

W pracy [62] opisano rezultaty badań tribologicznych oceniających wpływ chropowatości elementu metalowego na charakter zmian współczynnika tarcia wybranych par

ślizgowych stosowanych w alloplastyce stawów. Na rys. 31 przedstawiono wpływ chropowatości powierzchni elementu stalowego na wartości współczynnika tarcia.



Rys. 31. Wartości współczynnika tarcia w zależności od parametru chropowatości powierzchni R_a dla pary 316L - PE-UHMW (badania na stanowisku typu pin-on-disc) [62].

Wyraźnie widoczne zmniejszanie się współczynnika tarcia dla małych chropowatości autor tłumaczy zwiększonym udziałem tarcia płynnego, w występującym podczas badania tarcia mieszanym.

2.3.8 Zastosowanie metody elementów skończonych w badaniach tribologicznych

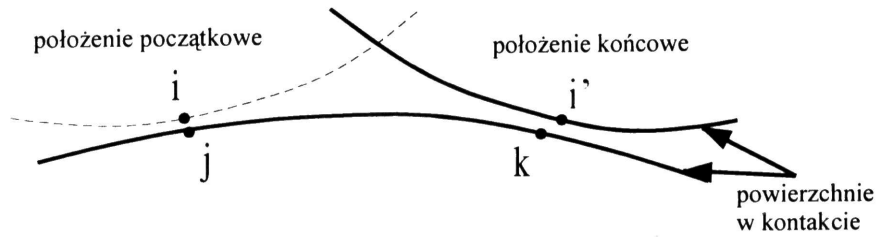
Metoda elementów skończonych (MES) stosowana jest głównie w obliczeniach inżynierskich. Najczęściej prowadzone analizy mają na celu wyznaczenia naprężeń i odkształceń materiału w skomplikowanych pod względem geometrycznym elementach podlegającym złożonym obciążeniom [116, 118]. Specyficznym zagadnieniem w MES są zagadnienie kontaktowe*. Charakter fizyczny zjawiska kontaktu uwzględniającego tarcie jest nieliniowy. Ogólne zagadnienie kontaktowe zostało opisane szeroko w pracy E. Rusińskiego [117]. Autor zdefiniował ogólny problem kontaktowy, z pominięciem tarcia.

Ogólny problem kontaktowy występuje wtedy, gdy [117]:

1. Kierunek sił w kontakcie nie jest z góry określony.
2. Punkt kontaktu zmienia się, (rys. 32)

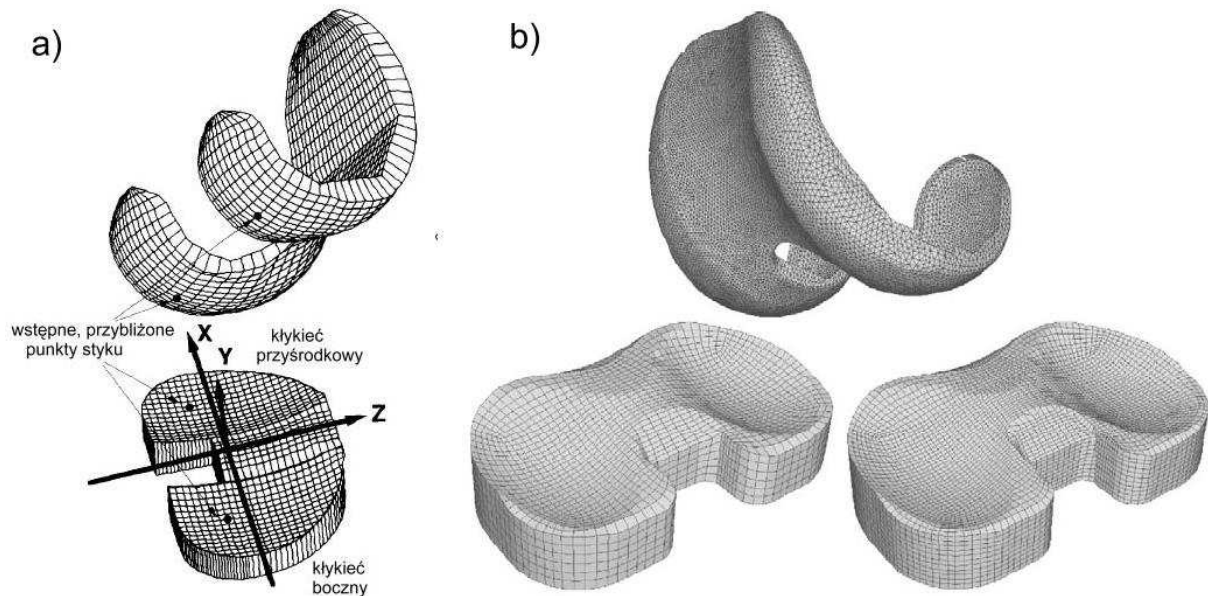
Obszar kontaktu jest uzależniony od geometrii, zastosowanych obciążeń, własności materiałów i innych uwarunkowań [117]. Należy zauważyć, że w przypadku uwzględnienia tarcia, jest ono również jednym z parametrów wpływającym znacząco na obszar występującego kontaktu.

* W literaturze przedmiotu związanej z metodą elementów skończonych stosuje się pojęcie „kontaktu”. Pojęcie to ma szerokie znaczenie i stosowane jest do opisu wzajemnych zależności (nie tylko mechanicznych) pomiędzy węzłami elementów współpracujących powierzchni.



Rys. 32. Ogólne zagadnienie kontaktowe [117].

Prowadzone są liczne prace badawcze [48, 127] mające na celu wyznaczenie biokinematyki oraz biomechaniki protezowanych stawów kolanowych przy wykorzystaniu metody elementów skończonych. Różnice w modelach numerycznych opisanych w pracach polegają m.in. na zmianie wartości przyjętego współczynnika tarcia. W pracy S. Sathasivama oraz P. Walkera [127] (rys. 33a) przyjęto wartość współczynnika tarcia $\mu=0,07$, natomiast w pracy J. Hallorana i in. [48] (rys. 33b) $\mu=0,04$.



Rys. 33. Postać geometryczna z podziałem na elementy skończone modeli numerycznych endoprotez stawu kolanowego opisanych w pracach: a) S. Sathasivama oraz P. Walkera [127], b) J. Hallorana i in. [48].

Przyjęcie stałych wartości współczynnika tarcia bez względu na wartości nacisków oraz prędkości poślizgów w strefie styku jest uproszczeniem obniżającym jakość opracowywanego modelu. Duży gradient nacisków (rozdział 2.3.5) występujących w strefie styku może wpływać znacząco na wartość siły tarcia. W opracowanym przez L. Zacha i in. modelu stawu kolanowego poddanego całkowitej alloplastyce, występujące tarcie pomiędzy częściami endoprotezy zostało całkowicie pominięte [173].

W modelach tarcia opartych o metodę elementów skończonych przyjmowane są różne uproszczenia. Należą do nich m.in.:

- stosowanie prostych modeli materiałowych (model ciała idealnie sprężystego),
- stosowanie stałych wartości współczynnika tarcia,
- stosowanie modeli płaskich,
- stosowanie modeli quasi-dynamicznych.

Stosowanie metody elementów skończonych w modelowaniu węzłów tarcia umożliwia uwzględnianie wielu czynników o charakterze nieliniowym nie dających się rozwiązać metodami analitycznymi. Do tego typu zagadnień można zaliczyć złożone modele reologiczne materiałów biorących udział w tarcia. W pracy [48] przedstawiono model numeryczny wykorzystujący dane materiałowe otrzymane na podstawie rzeczywistych pomiarów wytrzymałościowych polietylenu. Stosowanie metod numerycznych pozwala również na modelowanie tarcia w styku skoncentrowanym, w którym dochodzi do znacznych odkształceń plastycznych [1, 14]. Metody obliczania oporów tarcia w polimerowych węzłach tribologicznych zostały opisane również w pracach W. Wieleby [160, 161].

Stosowanie metody elementów skończonych w badaniach tribologicznych pozwala również na przeprowadzenie analizy wpływu mikronierówności (chropowatości powierzchni) na proces tarcia. W pracy S. Zhanga i in. [173] przedstawiono model numeryczny opisujący zjawisko odkształcania wierzchołków mikronierówności materiałów trących. Zastosowanie opracowanego modelu pozwoliło autorom na wyznaczenie oporów tarcia związanych z chropowatością powierzchni elementów trących.

Przy pomocy metody elementów skończonych możliwe jest również prognozowanie zużycia elementów trących na podstawie analizy warunków panujących w węźle tarcia. Metody tego typu opisane są szeroko w pracach P. Barboura, D. Bartona oraz J. Fishera [4, 5].

2.3.9 Podsumowanie

Na podstawie przeprowadzonej analizy czynników wpływających na tarcie występujące w węźle tarcia endoprotezy można stwierdzić, iż:

- zagadnienie tarcia występującego w endoprotezie stawu kolanowego ma charakter złożony (wieloczynnikowy),
- ocena wpływu poszczególnych czynników na tarcie występujące w endoprotezie nie jest jednoznaczna,
- węzeł tarcia endoprotezy można zaliczyć do niekonwencjonalnych układów łożyskowych,

Podsumowując analizę wyników prac opisanych w rozdziale 2.3 można stwierdzić, że czynnikami mającymi największy wpływ na tarcie występujące w endoprotezie stawu kolanowego ma charakter oraz rodzaj styku (nacisk jednostkowy - p), a także własności tribologiczne oraz mechaniczne materiałów trących. Podkreślić należy istniejące rozbieżności w ocenie wymienionych czynników na proces tarcia.

W przeanalizowanych pracach istnieje zgodność w ocenie wpływu chropowatości powierzchni elementu metalowego oraz lepkości płynu smarującego na tarcie. W celu minimalizowania oporów tarcia stosuje się powierzchnie o jak najmniejszej chropowatości. Zwiększanie lepkości czynnika smarującego również wpływa na obniżenie występującego tarcia.

Niewiele badań, których wyniki przedstawiono w literaturze dotyczy wpływu prędkości ruchów oraz udziału składowej tocznej i składowej posuwu ruchu względnego elementów endoprotezy na tarcie.

Podsumowując można stwierdzić, iż brak jest jednolitego opisu wpływu poszczególnych czynników na tarcie występujące w endoprotezie stawu kolanowego. Jednocześnie ilość badań analizujących rodzaj skojarzenia materiałowego pary trącej, w stosunku do ilości badań podejmujących tematykę wpływu złożoności występującego ruchu toczno-ślizgowego na tarcie jest nieporównywalnie większa.

3 Cel i zakres pracy

W oparciu o dokonany przegląd literatury w rozdziale 2 można stwierdzić, iż procesy tarcia występujące w endoprotezie stawu kolanowego mają bardzo złożony charakter. Mechanizm tarcia jest zależny od kinematycznych parametrów tarcia, kształtu współpracujących powierzchni, rodzaju skojarzenia materiałowego oraz własności mechanicznych materiału polimerowego. Czynniki mającymi znaczący wpływ na wartości oporów tarcia są również, rodzaj płynu smarującego oraz chropowatość powierzchni elementu metalowego. W analizowanej literaturze przedmiotu niewiele prac badawczych poświęconych jest mechanizmowi tarcia występującego podczas złożonego ruchu toczno-ślizgowego. Ponadto można stwierdzić, że brak jest uniwersalnego modelu, opisującego tarcie w endoprotezie stawu kolanowego podczas złożonego ruchu toczno-ślizgowego.

Biorąc pod uwagę wnioski opracowane na podstawie analizy literatury sformułowano następujący cel pracy:

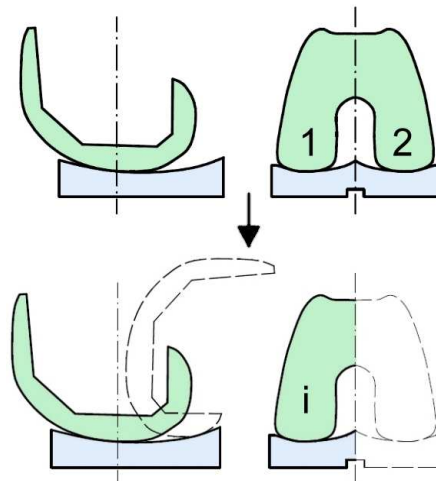
Opracowanie sposobu modelowania tarcia (w oparciu o metodę elementów skończonych) występującego w endoprotezie stawu kolanowego z uwzględnieniem ruchu toczno-ślizgowego oraz przedstawienie możliwości jego wykorzystania do analizy wpływu parametrów węzła tarcia na zmiany rozkładu nacisku oraz opory ruchu w tego typu urządzeniach.

Praca obejmuje swoim zakresem zbadanie procesów tribologicznych występujących w endoprotezach stawu kolanowego. W badaniach uwzględniono właściwości mechaniczne i tribologiczne materiałów zastosowanych na poszczególne elementy protezy oraz złożoną kinematykę węzła tarcia. Podstawowym przedmiotem badań jest analiza wpływu złożoności ruchu toczno-ślizgowego na wartość współczynnika tarcia węzła tribologicznego endoprotezy.

4 Uniwersalny węzeł tarcia endoprotezy stawu kolanowego

W celu opisu zjawisk związanych z tarcieniem występującym w endoprotezie stawu kolanowego autor wprowadził pojęcie uniwersalnego węzła tarcia. W zależności od rodzaju endoprotezy występuje w niej różna liczba elementów (węzłów) biorących udział w tarcieniu. W przypadku endoprotez saneczkowych występuje tylko jeden węzeł tarcia. Zdecydowana większość typów endoprotez stawu kolanowego posiada dwa węzły tarcia. W przypadku endoprotez zawiasowych mogą wystąpić trzy węzły tarcia, przy czym należy podkreślić, iż podstawowe funkcje przeniesienia obciążeń pomiędzy częścią udową a piszczelową realizują jedynie dwa węzły tarcia. Węzeł trzeci pełni funkcję stabilizującą.

Złożenie ruchu toczno-ślizgowego występuje we wszystkich węzłach tarcia endoprotezy. Do analizy tarcia występującego w tego typu implantach można przyjąć jeden uniwersalny węzeł tarcia, posiadający charakterystyczne cechy dla wszystkich węzłów tarcia występujących w endoprotezach stawu kolanowego (rys. 34).



Rys. 34. Przyjęcie do modelowania i-tego węzła tarcia endoprotezy jako uniwersalnego węzła tarcia.

Całkowite opory tarcia występujące w endoprotezie stawu kolanowego są sumą oporów tarcia wszystkich węzłów tribologicznych implantu. Przyjmując występujące opory tarcia F_t w odniesieniu do osi obrotu, sumaryczny moment tarcia M_t można opisać następująco:

$$M_t = \sum_{i=1}^n M_{ti} \quad (4)$$

$$M_{ti} = F_{ti} \cdot R_i \quad (5)$$

Dla endoprotez z dwoma węzłami tarcia wartość momentu tarcia M_t opisać można zależnością (6).

$$M_t = M_{tP} + M_{tB} \quad (6)$$

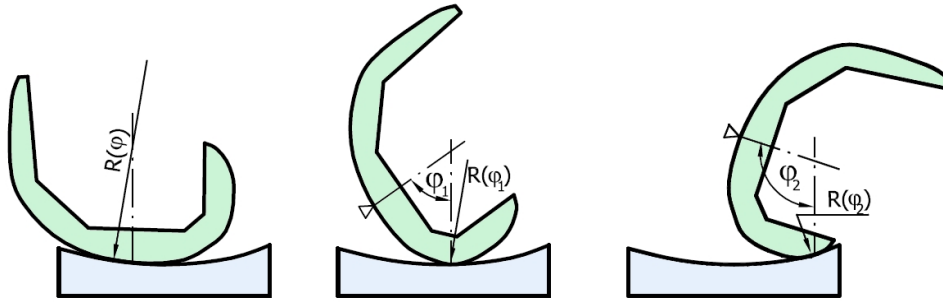
gdzie :

M_{tP} – Moment tarcia w węźle tarcia kłykcia przyśrodkowego,

M_{tB} – Moment tarcia w węźle tarcia kłykcia bocznego.

4.1 Charakterystyka uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego

Asymetryczne obciążenia stawu kolanowego oraz powstające podczas zginania rotacje przywodzenia i odwodzenia jak i inne przemieszczenia wynikające ze złożonej kinematyki stawu kolanowego (rozdział 2.1.3) wpływają na zróżnicowanie tarcia występującego w poszczególnych węzłach tribologicznych endoprotezy. Dodatkowo w zależności od kąta zgięcia kolana – φ zmianie ulega również promień tarcia (wynikający ze zmiennej krzywizny powierzchni elementu udowego, rys. 35).



Rys. 35. Zmiana promienia tarcia R w węźle endoprotezy stawu kolanowego w zależności od kąta zgięcia φ .

Na podstawie przeprowadzanej analizy literatury można stwierdzić, że wartość siły tarcia F_t występującej w węźle tarcia endoprotezy jest zależna od takich czynników jak: rodzaj skojarzenia materiałowego oraz charakter wymuszeń kinematycznych (parametrów tarcia v_s – prędkości poślizgu, p – nacisku jednostkowego).

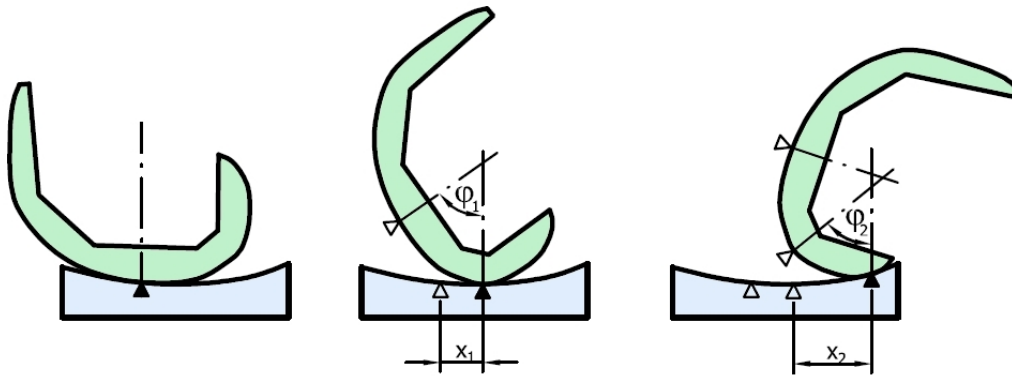
Rozkłady nacisków w węźle tarcia związane są m.in. z geometrią powierzchni współpracujących oraz siły nacisku F_n . Dla endoprotezy stawu kolanowego rozkład nacisku w węźle tarcia jest więc również funkcją kąta zgięcia φ . Również wartości sił obciążających połączenie stawowe ulegają zmianom w zależności od fazy ruchu (rozdział 2.1.2).

Charakterystyczne przesunięcie punktu styku występujące w stawie kolanowym podczas zginania (rozdział 2.1.3) powoduje występowanie złożonego ruchu toczno-ślizgowego w węźle tarcia. Na rys. 36 przedstawiony został występujący w endoprotezie stawu kolanowego poślizg geometryczny. Opisany w literaturze przedmiotu (rozdział 2.3.4) stosunek przesunięcia liniowego x do kąta zgięcia φ kolana (oraz pochodne tych wielkości po czasie) wpływa na tarcie analizowanego węzła tarcia. Należy przyjąć zatem, iż podstawowymi parametrami ruchowymi wpływającymi na opory tarcia w uniwersalnym węźle tarcia endoprotezy stawu kolanowego, są niezależnie:

- prędkość kątowa części udowej endoprotezy względem elementu polimerowego – ω ,
- prędkość posuwu pomiędzy wkładką polimerową a częścią udową endoprotezy stawu kolanowego – v_p .

$$v_p = \frac{dx}{dt} = \dot{x} \quad (7)$$

$$\omega = \frac{d\varphi}{dt} = \dot{\varphi} \quad (8)$$



Rys. 36. Przesunięcie punktu styku węzła tarcia, zależnie od kąta zgięcia kolana φ .

Sumaryczny moment tarcia M_t endoprotezy stawu kolanowego jest zatem funkcją złożoną, zależną od kąta zgięcia kolana – φ , występującego skojarzenia materiałowego oraz pozostałych czynników kinematycznych związanych ze złożonym ruchem toczno-ślizgowym (v_p, ω).

Wykorzystując powszechnie stosowaną zależność (9) pomiędzy siłą tarcia F_t , a siłą nacisku F_n w postaci współczynnika tarcia, można zapisać:

$$F_{ti} = \mu \cdot F_{ni} \quad (9)$$

$$M_{ti} = F_{ni} \cdot \mu \cdot R_i \quad (10)$$

$$\mu = f(\mu_{mat}, v_s, \omega, p(F_n, \varphi), R(\varphi), E, v \dots) \quad (11)$$

Jak widać (11), współczynnik tarcia jest funkcją wielu zmiennych. Na wartość współczynnika tarcia wpływają m.in. wartości związane z własnościami tribologicznymi pary trącej (μ_{mat}), obciążeniem węzła tarcia (F_n), wymuszeniami kinematycznymi (v_s, ω) oraz geometrią powierzchni styku ($R(\varphi)$), a także własnościami mechanicznymi współpracujących materiałów (E, v).

4.2 Model uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego

Model uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego powinien uwzględniać opisane w rozdziale 4.1 czynniki wpływające na tarcie. Ze względu na złożoność kształtów węzłów tarcia różnych typów endoprotez, uniwersalny węzeł tarcia powinien charakteryzować się cechami wspólnymi dla wszystkich węzłów tego typu.

Jako najważniejsze czynniki wpływające na wartości współczynnika tarcia endoprotezy stawu kolanowego przyjęto:

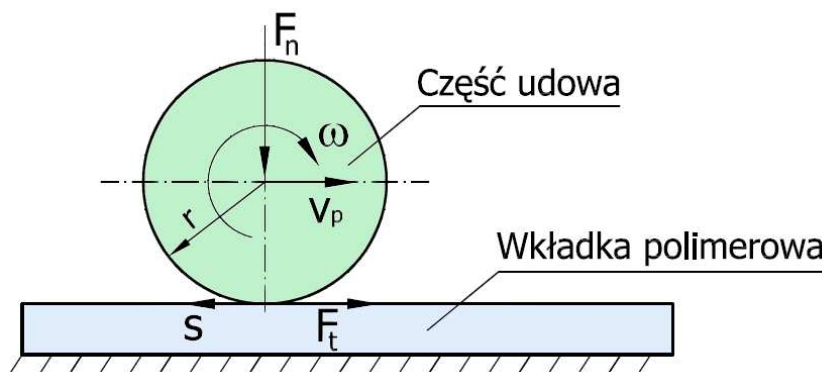
- rodzaj skojarzenia materiałowego - μ_{mat} ,
- wartość siły nacisku, obciążającej węzeł tarcia – F_n ,
- promień krzywizny (w płaszczyźnie strzałkowej) elementu udowego węzła tarcia endoprotezy – r ,
- prędkość kątowna części udowej względem elementu polimerowego – ω ,
- Prędkość posuwu pomiędzy wkładką polimerową a częścią udową endoprotezy stawu kolanowego – v_p .

W celu wykazania wpływu poszczególnych czynników na tarcie występujące w węźle tarcia, założono ich niezmiennosc w czasie. Ocena wpływu wymienionych czynników na tarcie wykazana będzie na podstawie wyników kompleksowych badań przewidzianych w planie eksperymentu.

4.3 Kinematyka uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego oraz zastosowane uproszczenia

Zgodnie z przyjętym modelem uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego (4.2), podczas tarcia występuje w nim złożenie dwóch rodzajów ruchu:

- ruchu obrotowego opisanego przez prędkość kątową części udowej względem elementu polimerowego – ω ,
- ruchu posuwistego opisanego poprzez prędkość posuwu pomiędzy wkładką polimerową a częścią udową endoprotezy stawu kolanowego – v_p .



Rys. 37. Schemat kinematyczny uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego.

Schemat kinematyczny uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego przedstawiony został na rys. 37. Złożenie ruchu obrotowego oraz posuwistego powoduje powstawanie poślizgu geometrycznego s . Wartość poślizgu s została zdefiniowana w postaci (12):

$$s = \omega \cdot r - v_p \quad (12)$$

Wartość poślizgu s jest rzeczywistą prędkością poślizgu geometrycznego występującą pomiędzy powierzchniami styku współpracujących elementów węzła tarcia.

Najważniejszymi uproszczeniami zastosowanymi w modelu uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego są:

- nieuwzględnienie zmian wartości analizowanych parametrów w czasie,
- pominięcie krzywizny wkładki polimerowej,
- pominięcie krzywizny części udowej endoprotezy w płaszczyźnie czołowej,
- pominięcie zmian szerokości węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego w zależności od kąta zgięcia,
- nieuwzględnienie zmian własności mechanicznych elementów współpracujących powstających na skutek długotrwałego użytkowania,
- w obliczeniach poślizgów nie uwzględniono poślizgów deformacyjnych.

Przyjęte uproszczenia nie wpływają znacząco na charakter zjawisk tribologicznych występujących w analizowanym węźle tarcia endoprotezy stawu kolanowego. Pozwalają ona natomiast na bardziej precyzyjną ocenę wpływu analizowanych parametrów tribologicznych na występujące opory tarcia.

5 Badania tribologiczne

W celu realizacji postawionego celu pracy, przyjęto plan badań tribologicznych oparty na dwóch rodzajach eksperymentu:

- badania tarcia w styku płaskim – rozłożonym (badania wstępne),
- badania tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym (badania zasadnicze).

Na podstawie analizy literatury do badań tribologicznych przyjęto trzy różne skojarzenia materiałowe, stosowane w węzłach tarcia endoprotezy stawu kolanowego:

- 1) stal 316L – PE-UHMW,
- 2) stop CoCrMo – PE-UHMW,
- 3) stop Ti6Al4V – PE-UHMW.

Skład chemiczny stopów metali przedstawiony został w tabeli 6 (rozdział 2.2.2.2, s. 17). Stal austenityczna o oznaczeniu 316L (ASTM) jest odpowiednikiem stali 00H17N14M2T (wg PN-71/H-86020). Stopy na osnowie kobaltu i tytanu zostały wykonane w Instytucie Odlewnictwa w Krakowie. Polietylen o ultra wysokim ciężarze cząsteczkowy (PE-UHMW) wyprodukowany został przez firmę Poly Hi Solidur Deutschland GmbH, (nazwa handlowa Chirulen® 1020, GUR 1020). Dane techniczne stosowanego w badaniach polietylenu znajdują się w załączniku nr 1.

5.1 Opis badań w styku rozłożonym

W celu wyznaczenia podstawowych własności tribologicznych wybranych par ślizgowych, niezbędne było przeprowadzenie badań określających wpływ podstawowych parametrów tarcia (p , v , T) na wartość współczynnika μ_{mat} . Specyficzny charakter węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego pozwolił na zawężenie pełnego programu badań i pominięcie wpływu temperatury na wartość współczynnika tarcia. Badania przeprowadzono dla stałej wartości temperatury (37°C), odpowiadającej temperaturze panującej w organizmie ludzkim.

W celu wyznaczenia podstawowych charakterystyk tribologicznych opracowany został plan eksperymentu. Ze względu na duże zróżnicowanie wartości współczynnika tarcia wybranych skojarzeń materiałowych oraz rozbieżne informacje odnośnie charakteru tych zmian, jako plan eksperymentu przyjęto plan pełny. Na podstawie rozpoznania literaturowego przedstawionego w rozdziałach 2.3.3 i 2.3.5 przyjęto następujące przedziały nacisku jednostkowego p , oraz prędkości poślizgu v_s wynikające z warunków pracy endoprotezy stawu kolanowego:

- nacisk jednostkowy $p = 0,25 \div 5$ MPa,
- prędkość poślizgu $v_s = 12,5 \div 43$ mm/s.

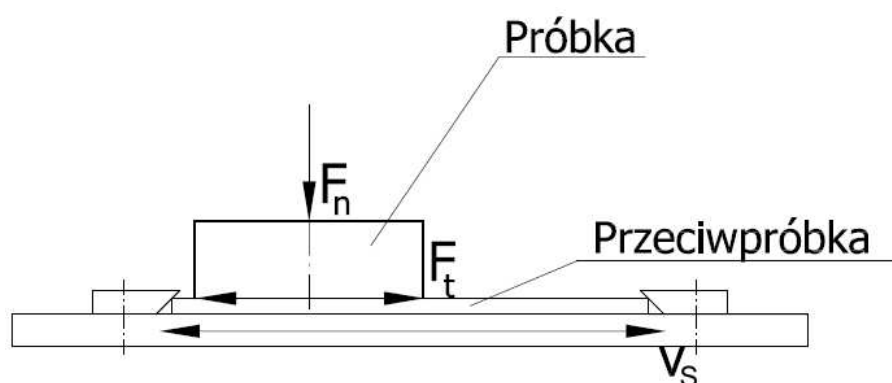
Dla wartości prędkości poślizgu przyjęto symetryczny podział analizowanego przedziału na 5 punktów. W celu dokładniejszego określenia wpływu małych wartości nacisku jednostkowego na wartość współczynnika tarcia, w przyjętym zakresie tego parametru wyznaczono 7 punktów pomiarowych dla których wartości nacisku jednostkowego

p rosną w postępie geometrycznym. W tabeli 7 przedstawiono wartości parametrów tarcia przyjęte w planie eksperymentu.

Tabela 7. Wartości parametrów tarcia przyjęte w badaniach w styku rozłożonym

parametr tarcia	ustalone wartości						
p [MPa]	0,25	0,4	0,9	1,6	2,5	3,5	5
v_s [mm/s]	12,5	20	27	34	41	-	-

Plan eksperymentu przewidywał 35 różnych punktów pomiarowych. Pomiary dla każdego punktu pomiarowego powtórzono 5-krotnie. Schemat kinematyczny pary trącej przedstawiony został na rys. 38.



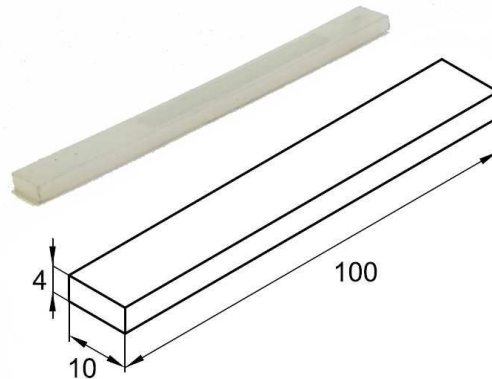
Rys. 38. Schemat kinematyczny pary trącej, badania w styku powierzchniowym – rozłożonym

W badaniach wykorzystano 2 rodzaje próbek A i B wykonanych z materiału metalicznego. Wielkości geometryczne powierzchni styku przedstawione zostały na rys. 39. Szerokości próbek A i B wynosiły $d=4$ mm, długości próbek wynosiły: A – $l_A=9$ mm, B – $l_B=5$ mm. Powierzchnie styku dla próbek A i B wynosiły odpowiednio: A – 36 mm², B – 20 mm².



Rys. 39. Rodzaje próbek stosowanych w badaniach tribologicznych w styku rozłożonym, wraz z wymiarami powierzchni styku.

Wymiary geometryczne przeciwpróbki wykonanej z PE-UHMW przedstawiono na rys. 40. Szerokość próbki wynosiła $d=10$ mm, długość $l=100$ mm, wysokość (grubość) $g=4$ mm.



Rys. 40. Przeciwpróbka polietylenowa (PE-UHMW) stosowana do badań tribologicznych.

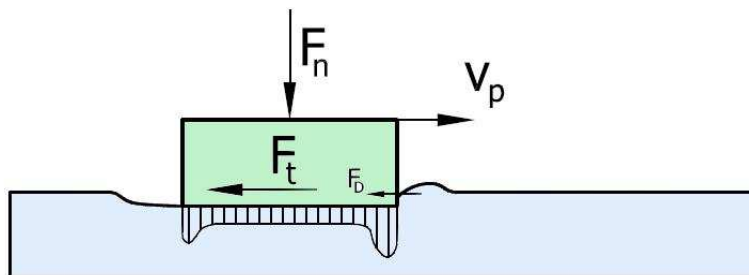
Powierzchnie próbek materiałów metalowych poddano polerowaniu mechanicznemu. Uzyskane wartości parametru chropowatości powierzchni R_a , dla wszystkich próbek mieściły się w zakresie $R_a=0,04\div 0,08$ μm . Chropowatość powierzchni przeciwpróbki polietylenowej mieściła się w zakresie, $R_a=0,10\div 0,1$ μm .

Badania tribologiczne prowadzone były w obecności płynu Ringera. Temperatura płynu smarującego była stabilizowana na poziomie $T=37^\circ\text{C}$, z dokładnością 1°C . Przeciwpróbka umieszczona na ruchomym wózku stanowiska do badań tribologicznych, wykonywała w stosunku do próbki ruch posuwisto-zwrotny. Badania prowadzono na odcinku tarcia równym 50 mm. Stanowisko badawcze opisano szczegółowo w dalszej części pracy (rozdział 5.3.1).

5.1.1 Określenie współczynnika tarcia adhezyjno-mechanicznego

Badania tribologiczne materiałów polimerowych, prowadzone w styku rozłożonym (powierzchniowym) obarczone są błędami (rys. 41) wynikającym m.in. z:

- nierównomierności rozkładu nacisków w strefie styku, (koncentracja nacisków na krawędziach próbki),
- występowaniem sił związanych z odkształceniami materiału polimerowego podczas tarcia F_D .

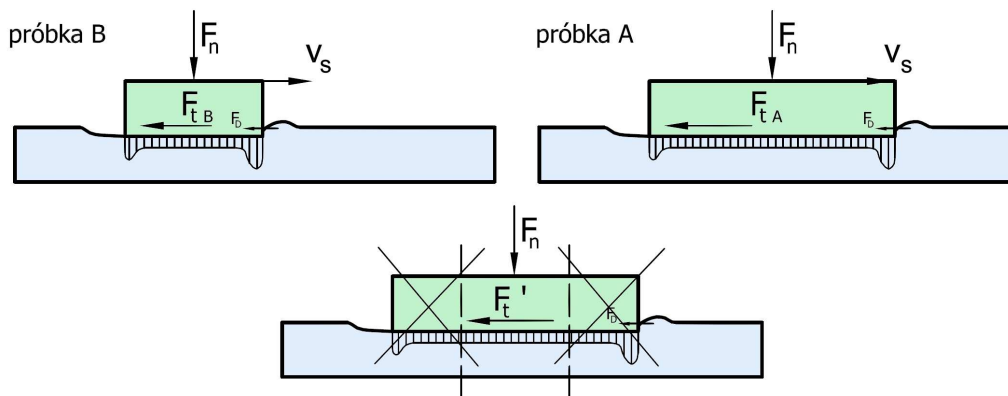


Rys. 41. W czynniki związane z odkształcaniem materiału polimerowego oraz nierównomiernością rozkładu nacisków na powierzchni styku pary trącej na wartość oporów tarcia.

Mimo stosowania identycznych skojarzeń materiałowych par ślizgowych oraz parametrów tarcia, występują różnice w wartościach wyznaczanego współczynnika tarcia (przykładem mogą być rezultaty badań tribologicznych uzyskanych w ramach programu VAMAS – Versailles Project on Advanced Materials and Standards [108]). Źródłem różnic mogą być między innymi wspomniane wcześniej błędy, których wartość jest zależna od wielkości próbki.

Aby zrealizować cel pracy niezbędne było wyznaczenia charakterystyk tribologicznych $\mu=f(p,v_s)$, które nie byłyby obciążone zakłóceniami związanymi z deformacjami materiału polimerowego.

Określenie współczynnika tarcia pary trącej wynikającego jedynie ze zjawisk adhezyjnych oraz mechanicznego zahaczania mikronierówności, wymaga stosowania złożonych technik pomiaru. W celu określenia wartości współczynnika tarcia μ' , związanego jedynie z oddziaływaniami adhezyjnymi oraz mechanicznymi pomiędzy powierzchniami trącymi (zahaczanie i deformacja mikronierówności) zastosowano metodę „pomiaru różnicowego” (rys. 42). Założono, że opory tarcia wynikające z deformacji materiału polimerowego (F_D) oraz zjawiska krawędziowania są jednakowe dla obu próbek gdyż wielkość deformacji zależy przede wszystkim od nacisku jednostkowego oraz szerokości próbki. Nacisk oraz szerokość był jednakowe dla obu próbek.



Rys. 42. Rysunek poglądowy przedstawiający ideę „pomiaru różnicowego”.

Na podstawie przeprowadzonego pomiaru uzyskano wartość całkowitej siły tarcia F_t . Wpływ sił tarcia (F_t' i F_t'') będących składowymi całkowitej siły tarcia F_t opisuje zależność (13). Po uwzględnieniu siły nacisku F_n , przyjęto odpowiednio współczynniki tarcia, μ' (14) oraz μ'' (15).

$$F_t = F_t' + F_t'' \quad (13)$$

$$\mu' = \frac{F_t'}{F_n} \quad (14)$$

$$\mu'' = \frac{F_t''}{F_n} \quad (15)$$

$$\mu = \mu' + \mu'' \quad (16)$$

gdzie :

F_t' – siła tarcia pochodząca od oddziaływań adhezyjnych oraz mechanicznych pomiędzy powierzchniami trącymi,

- F_t'' – siła tarcia pochodząca m.in. od deformacji materiału polimerowego oraz nierównomierności w rozkładzie nacisku jednostkowego na krawędziach próbki,
- μ' – współczynnik tarcia związany z oddziaływaniami adhezyjnymi oraz mechanicznymi pomiędzy powierzchniami trącymi,
- μ'' – współczynnik tarcia związany z deformacjami materiału polimerowego oraz nierównomiernością w rozkładzie nacisku jednostkowego na krawędziach próbki.

W celu określenia siły tarcia $F_{t(4mm)'}'$ pochodzącej od oddziaływań adhezyjnych i mechanicznych powstającej w środkowej części próbki A odjęto wartość zmierzonej siły tarcia F_{tB} próbki B (krótszej – $l_B=5$ mm) od wartości całkowitej siły tarcia F_{tA} zmierzonej dla próbki A (dłuższej, $l_A=9$ mm), uzyskano (17):

$$F_{t(4mm)'}' = F_{tA} - F_{tB} \quad (17)$$

Uwzględniając, że siła nacisku w środkowej części próbki A $F_{n(4mm)}$ wynosi:

$$F_{n(4mm)} = p \cdot S_{(4mm)} \quad (18)$$

$$F_{n(4mm)} = p \cdot d(l_A - l_B) \quad (19)$$

wyznaczono wartość współczynnika tarcia μ' :

$$\mu' = \frac{F_{t(4mm)'}'}{F_{n(4mm)}} \quad (20)$$

Przekształcając zależności (13) i (16) oraz znając wartości F_t' oraz μ' , wyznaczyć można również F_t'' oraz μ'' .

Wartość współczynnika tarcia μ' dla danego skojarzenia materiałowego pary trącej w dalszych rozważaniach (rozdziały 4.1 i 4.2) przyjęto jako wartość μ_{mat} .

5.2 Badania tarcia w złożonym ruchu toczno ślizgowym

Tribologiczne badania zasadnicze przeprowadzono podczas złożonego ruchu toczno-ślizgowego. Celem badań był pomiar wartości siły tarcia F_t , a następnie wyznaczenie na jego podstawie wartości współczynnika tarcia. Zastosowano plan pełny eksperymentu. Na podstawie wyników badań poddano ocenie wpływ poszczególnych parametrów przyjętego modelu na wartość współczynnika tarcia. Jako podstawowe parametry tarcia przyjęto:

- prędkość kątową części udowej – ω ,
- prędkość posuwu pomiędzy wkładką polimerową a częścią udową – v_p .

Dodatkowymi parametrami zmiennymi przyjętymi w planie eksperymentu były:

- siła nacisku F_n :
 - $F_{n1}=50$ N,
 - $F_{n2} = 200$ N.

- promień krzywizny części udowej – r:
 - $r=R_1=26$ mm (próbka C),
 - $r=R_2=16$ mm (próbka D),

Zarówno w przypadku siły nacisku F_n jak i promienia krzywizny części udowej r, do planu eksperymentu przyjęto po dwie wartości wymienionych parametrów dodatkowych.

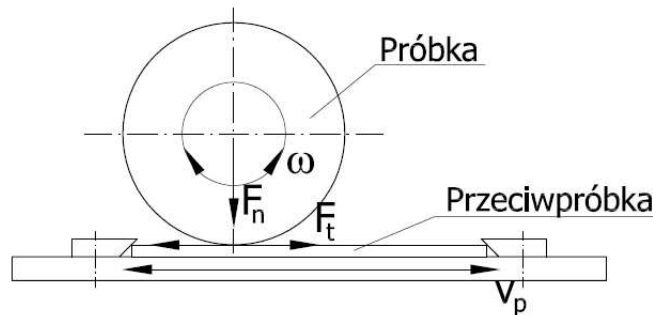
Ze względu na zależność pomiędzy promieniem krzywizny części udowej oraz wartością poślizgu s, w planie eksperymentu przyjęto różne zakresy wartości prędkości posuwu v_p , dla różnych wartości przyjętego promienia r. Prędkości posuwu dla badań z wykorzystaniem próbek C, prędkości posuwu zostały odpowiednio zwiększone w stosunku do prędkości stosowanych przy badaniach z próbką D.

W tabeli 8 przedstawiono wartości podstawowych parametrów tarcia przyjęte w planie eksperymentu.

Tabela 8. Wartości parametrów tarcia przyjęte w badaniach w złożonym ruchu toczno-ślizgowym

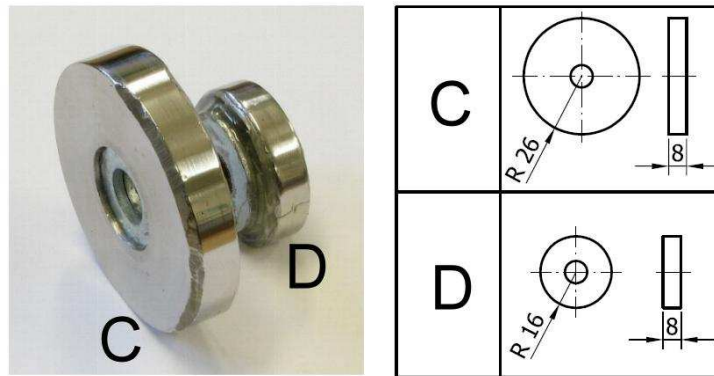
podstawowy parametr eksperymentu		ustalone wartości						
ω [1/s]		0	0,60	1,56	2,46	3,05	-	-
pr. C, $r=26$ mm	v_p [mm/s]	-9,5	0	9,5	16,2	21,0	25,0	36,0
pr. D, $r=16$ mm		-6,0	0	6,0	10,0	17,0	20,0	28,0

Jedna seria planu eksperymentu w zakresie podstawowych parametrów tarcia przewidywał 34 różnych punktów pomiarowych (nie wyznaczono wartości współczynnika tarcia dla punktu: $\omega=0$ 1/s, $v_p=0$ mm/s). W połączeniu z uwzględnieniem dodatkowych parametrów tarcia (F_n , r), liczba pomiarów jednej serii wynosiła 136. Schemat kinematyczny pary trącej stosowanej w badaniach w złożonym ruchu toczno-ślizgowym przedstawiono na rys. 43.



Rys. 43. Schemat kinematyczny pary trącej, w badaniach w złożonym ruchu toczno-ślizgowym.

Jak wspomniano wcześniej w badaniach wykorzystano dwa rodzaje próbek wykonanych z materiału metalicznego oznaczonych literami C i D. Wielkości geometryczne stosowanych próbek przedstawione zostały na rys. 44. Szerokości obu próbek C i D wynosiły jednakowo $d=8$ mm, zmianie ulegał jedynie promień krzywizny r.



Rys. 44. Rodzaje próbek stosowanych w badaniach tribologicznych w w złożonym ruchu toczno-ślizgowym.

Postać geometryczna przeciwpróbek polimerowych była taka sama jak podczas badań w styku rozłożonym (rys. 40).

Podobnie jak w przypadku badań w styku rozłożonym powierzchnie próbek z materiałów metalowych poddano polerowaniu mechanicznemu w celu uzyskaniu chropowatości powierzchni w identycznym zakresie parametru R_a jak w badaniach w styku rozłożonym (rozdział 5.1) $R_a=0,04\div 0,08 \mu\text{m}$.

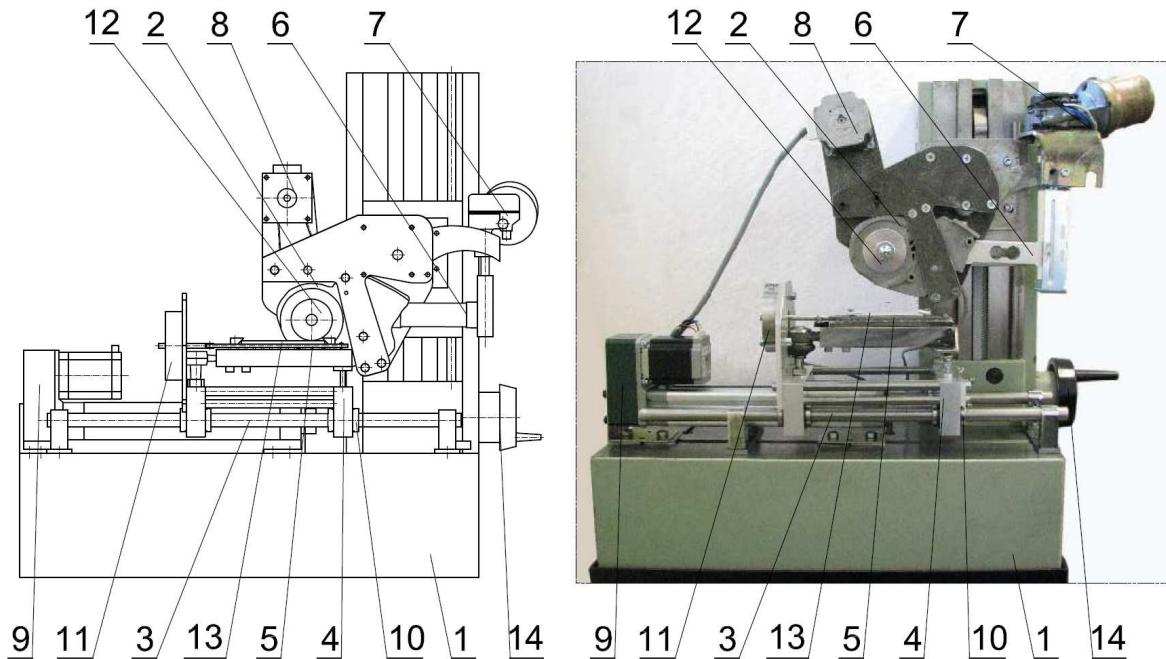
Badania tribologiczne prowadzone były w obecności płynu Ringera. Temperatura płynu smarującego była stabilizowana na poziomie $T=37^\circ\text{C}$, z dokładnością 1°C .

5.3 Opis metod badawczych

5.3.1 Stanowisko do badań tribologicznych

Badania tribologiczne prowadzone dla tarcia w styku rozłożonym jak i podczas złożonego ruchu toczno-ślizgowego przeprowadzono na stanowisku opracowanym i zbudowanym w Instytucie Konstrukcji i Eksploatacji Maszyn Politechniki Wrocławskiej w ramach realizacji niniejszej pracy. Możliwości techniczne urządzenia zostały szczegółowo opisane w opracowaniu [61].

Stanowisko (rys. 45) posiada budowę składającą się z dwóch niezależnych zespołów. Funkcją pierwszego zespołu jest nadanie ruchu obrotowego walcowej próbce oraz dociśnięcie jej do powierzchni przeciwpróbki z odpowiednią, zadaną siłą nacisku F_n . Drugi zespół odpowiada za nadanie ruchu liniowego przeciwpróbce oraz pomiar siły tarcia F_t występującej pomiędzy współpracującymi materiałami.



Rys. 45. Stanowisko do badań tribologicznych w złożonym ruchu cyklicznym toczno-ślizgowym, 1- podstawa, 2- wahliwe ramie, 3- prowadnice wózka, 4- wózek dolny, 5- wózek górny, 6- czujnik siły nacisku, 7- zespół obciążający, 8- silnik krokowy, 9- siłownik elektryczny, 10- łożyskowanie wózka dolnego, 11- czujnik siły tarcia, 12- próbka, 13- przeciwpróbka, 14- korbka.

Łożyskowanie walcowej próbki (12) znajduje się na wahliwym ramieniu (2), stanowiącym dźwignię. Z jednej strony ramienia znajduje się zespół obciążający (7) z drugiej zaś łożyskowany wał próbki. Zespół obciążający (7) powoduje dociskanie próbki poprzez czujnik siły (6) do powierzchni przeciwpróbki (13). Silnik krokowy (8) napędza próbkę (12) poprzez przekładnię z pasem zębatym. Silnik nie jest mocowany do wahliwego ramienia lecz do podstawy zespołu pierwszego. Rozwiązanie takie zmniejsza moment bezwładności wahliwego ramienia co korzystnie wpływa na możliwość szybkich zmian siły obciążającej. Zespół obciążający (7) oparty jest na przekładni śrubowej. Nakrętka przekładni przymocowana jest do sprężyny, a ta dalej do czujnika siły nacisku (6). Obrót śruby powoduje naciągnięcie lub zwolnienie sprężyny, a co za tym idzie zwiększenie lub zmniejszenie siły obciążającej.

Drugi zespół składa się z dwóch wózków (4, 5), łożyskowanych tak aby mogły one poruszać się w tym samym kierunku. Napędem zespołu jest siłownik elektryczny (9) składający się z silnika krokowego oraz przekładni śrubowej. Siłownik podczas wysuwu porusza wózek dolny (4), na którym znajduje się wózek górny (5). Większa platforma (wózek dolny 4) porusza się na dwóch łożyskowanych prowadnicach (3). Zakres ruchomości wózka górnego (5) względem wózka dolnego jest równy wartości ugięcia się czujnika siły tarcia (6) pod wpływem siły tarcia F_t .

W obydwu zespołach jako napędy zastosowano bipolarne, dwufazowe silniki krokowe. Cechy konstrukcyjne silników krokowych pozwalają na bardzo dokładne pozycjonowanie kąтового położenia wału. Zastosowane dodatkowo przekładnie zwiększają tę dokładność. Sterowanie częstotliwością impulsów sterujących pozwala na zmianę prędkości obrotowej, przy jednoczesnej kontroli wykonanego przemieszczenia. Poprzez zastosowanie tego rodzaju napędów możliwe jest zadawanie dowolnych przemieszczeń próbki i przeciwpróbki w czasie.

W ramach badań wstępnych (w styku rozłożonym) zespół pierwszy nadający ruch obrotowy próbki zastąpiono uchwytem mocującym do próbek płaskich. Moduł charakteryzował się dużą sztywnością aby uniknąć wychylania się płaskiej próbki na skutek tarcia.

Podczas ruchu posuwisto-zwrotnego w punktach zwrotnych występują znaczne przyspieszenia, wiąże się to z występowaniem dużych sił bezwładności, które mogą zakłócać wartości mierzonej siły tarcia. Rozwiązaniem tego problemu było zastosowanie układu podwójnego wózka (rys. 45). Dodatkowo zminimalizowanie masy górnego wózka (przymocowanego do czujnika) poprzez zastosowanie do jego budowy stopów lekkich (stopy aluminium i tytanu) ograniczyło niepożądany efekt.

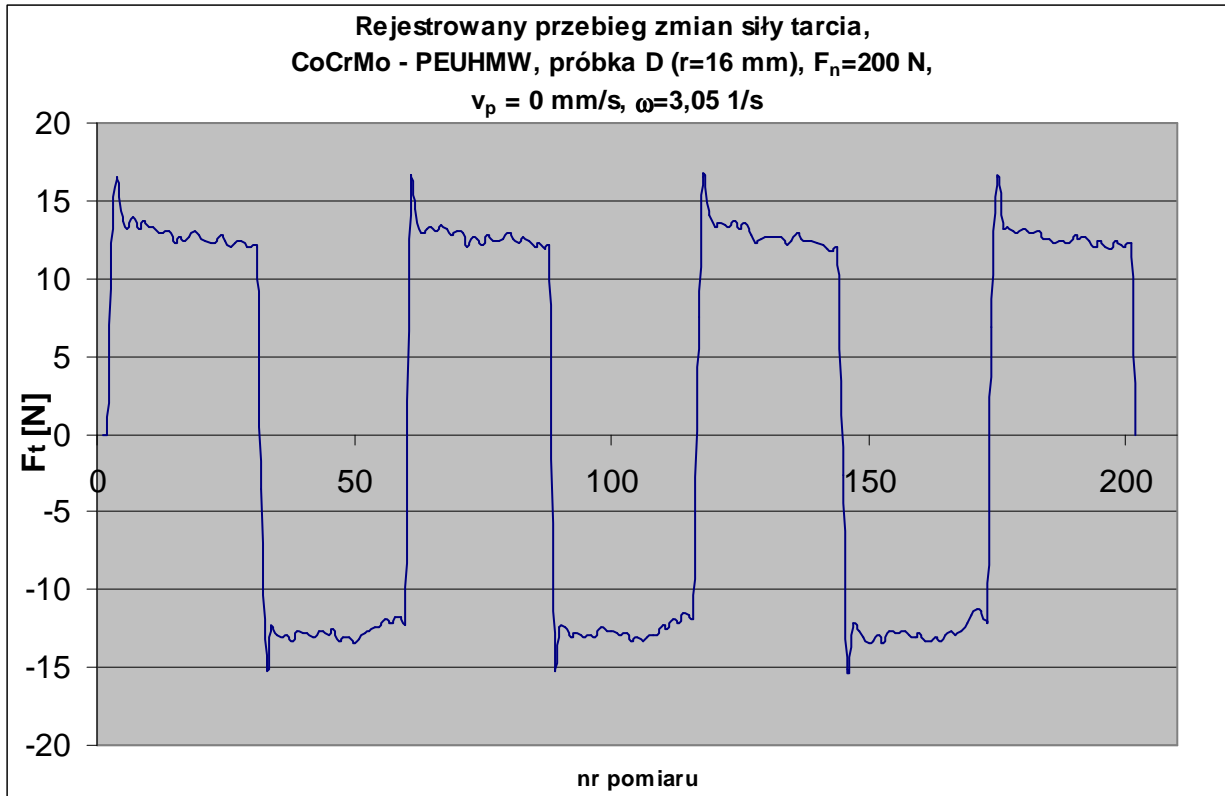
W układzie napędowym stanowiska zastosowano wał kardana. Pozwolił on na przenoszenie momentu obrotowego, a jednocześnie na pracę przy przesuniętych osiach obrotu. Przesunięcie to jest nieznaczne i wynika przede wszystkim z ugięcia się przeciwpróbki oraz próbki pod wpływem działającej siły nacisku F_n .

5.3.2 Pomiar oraz kontrolowanie parametrów ruchowych i wielkości mierzonych

Ze względu na charakterystykę silników krokowych oraz zastosowany układ sterowania możliwe było wyeliminowanie z układu pomiarowego czujników przemieszczeń i prędkości. Zadawanie odpowiedniej prędkości kątowej ω oraz prędkości posuwu v_p realizowane było poprzez konfigurację mikrokontrolera modulującego sterownik silnika krokowego. Częstotliwość zegara mikrokontrolera ruchu wynosiła 12 MHz, co przy maksymalnej liczbie kroków dla prędkości posuwu $v_p = 36$ mm/s daje dokładność większą niż 1 [μ m/s].

Do pomiaru siły tarcia F_t i nacisku F_n zastosowano gotowe tensometryczne czujniki sił. Czujnik siły tarcia pracuje podczas ściskania i rozciągania, natomiast czujnik siły nacisku podczas zginania. Klasa przyrządów wynosiła, $kl=0,1$. Zakres pomiarowych siły tarcia F_t oraz siły nacisku F_n wynosił 1000 N.

W torze pomiarowym wykorzystano mostek tensometryczny, z którego wzmocniony sygnał napięciowy przekazywany był do karty sterująco-pomiarowej. Karta połączona była z komputerem klasy PC za pomocą interfejsu USB. Wartości sił mierzone w trakcie pomiaru zapisywane były w postaci pliku. Rejestracja wykonywana była z częstotliwością próbkowania $f_p = 50$ Hz. Przykładowy przebieg zarejestrowanych zmian wartości siły tarcia F_t przedstawiony został na rys. 46.



Rys. 46. Przykładowy przebieg zmian siły tarcia F_t zarejestrowany w trakcie pomiaru, CoCrMo – PE-UHMW, próbka D (r=16 mm), $F_n=200$ N, $v_p = 0$ mm/s, $\omega=3,05$ 1/s.

5.3.3 Analiza danych pomiarowych

Zarejestrowane wyniki pomiarów poddano analizie z wykorzystaniem pakietu obliczeniowego Matlab 6.1. Wartości skrajne pomiarów zostały wyłączone z obróbki statystycznej. W początkowej fazie tarcia wyraźnie widoczne było chwilowe zwiększenie wartości siły tarcia związane z bezwładnością mechaniczną elementów stanowiska oraz przeciwpróbki. Na zwiększenie wartości siły tarcia w trakcie ruszania miały również wpływ większe wartości współczynnika tarcia statycznego od wartości współczynnika tarcia kinematycznego [119] dla badanych par trących.

Jako wartość średnią siły tarcia F_t przyjęto średnią z wartości bezwzględnej chwilowych sił tarcia (21). Jako błąd pomiaru przyjęto średni błąd kwadratowy pojedynczego pomiaru skończonej serii pomiarów (odchylenie standardowe) σ_s [105] wyliczone na podstawie zależności (22).

$$F_t = \bar{F}_t = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |F_{ti}| \quad (21)$$

$$\sigma_s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n |F_{ti}| - \bar{F}_t} \quad (22)$$

5.4 Wyniki badań tribologicznych w styku rozłożonym

Na podstawie przeprowadzonych pomiarów siły tarcia F_t wyznaczone zostały wartości średnie współczynnika tarcia $\bar{\mu}$. Wartości współczynnika tarcia μ wraz z wyznaczonymi wartościami odchylenia standardowego σ_s przedstawione zostały w tabelach (od 9 do 14). Wyniki badań dla różnych skojarzeń materiałowych wyznaczonych podczas tarcia próbek typu A zamieszczono w tabelach: Tabela 9 – skojarzenie 316L – PE-UHMW,

Tabela 11 – skojarzenie CoCrMo – PE-UHMW,

Tabela 13 – skojarzenie Ti6Al4V – PE-UHMW.

Natomiast wyniki dla próbek typu B znajdują się w:

Tabela 10 – skojarzenie 316L – PE-UHMW,

Tabela 12 – skojarzenie CoCrMo – PE-UHMW,

Tabela 14 – skojarzenie Ti6Al4V – PE-UHMW.

Tabela 9. Wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla skojarzenia materiałowego 316L – PE-UHMW, próbka A.

p	Vs [mm/s]									
	12,5		20,0		27,0		34,0		41,0	
	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s
[MPa]										
0,25	0,133	0,031	0,137	0,033	0,137	0,039	0,127	0,035	0,128	0,037
0,40	0,109	0,023	0,108	0,023	0,109	0,026	0,109	0,024	0,109	0,026
0,90	0,097	0,014	0,096	0,015	0,096	0,015	0,096	0,015	0,097	0,016
1,60	0,092	0,011	0,092	0,011	0,092	0,011	0,092	0,011	0,093	0,012
2,50	0,089	0,008	0,090	0,008	0,091	0,009	0,090	0,009	0,089	0,009
3,60	0,084	0,007	0,083	0,006	0,083	0,006	0,082	0,006	0,083	0,006
5,00	0,085	0,006	0,083	0,006	0,081	0,006	0,082	0,006	0,082	0,006

Tabela 10. Wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla skojarzenia materiałowego 316L – PE-UHMW, próbka B.

p	Vs [mm/s]									
	12,5		20,0		27,0		34,0		41,0	
	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s
[MPa]										
0,25	0,163	0,068	0,169	0,070	0,175	0,077	0,175	0,072	0,178	0,074
0,40	0,126	0,049	0,127	0,049	0,129	0,053	0,135	0,053	0,136	0,054
0,90	0,118	0,029	0,119	0,029	0,119	0,031	0,120	0,030	0,120	0,030
1,60	0,110	0,019	0,111	0,018	0,111	0,019	0,112	0,019	0,112	0,020
2,50	0,105	0,014	0,106	0,014	0,107	0,014	0,107	0,015	0,108	0,015
3,60	0,103	0,013	0,102	0,013	0,103	0,013	0,105	0,014	0,105	0,014
5,00	0,102	0,012	0,101	0,011	0,101	0,012	0,102	0,012	0,104	0,013

Tabela 11. Wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla skojarzenia materiałowego CoCrMo – PE-UHMW, próbka A.

p	Vs [mm/s]									
	12,5		20,0		27,0		34,0		41,0	
	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s
[MPa]										
0,25	0,141	0,034	0,143	0,034	0,144	0,034	0,148	0,035	0,150	0,036
0,40	0,133	0,023	0,134	0,023	0,137	0,023	0,137	0,023	0,138	0,023
0,90	0,113	0,011	0,119	0,012	0,120	0,012	0,122	0,012	0,123	0,012
1,60	0,107	0,009	0,113	0,010	0,115	0,010	0,116	0,010	0,117	0,010
2,50	0,105	0,007	0,110	0,008	0,111	0,008	0,112	0,008	0,113	0,008
3,60	0,102	0,008	0,103	0,008	0,106	0,008	0,108	0,009	0,109	0,009
5,00	0,105	0,007	0,104	0,007	0,105	0,007	0,106	0,007	0,107	0,007

Tabela 12. Wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla skojarzenia materiałowego CoCrMo – PE-UHMW, próbka B.

p	Vs [mm/s]									
	12,5		20,0		27,0		34,0		41,0	
	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s
0,25	0,169	0,054	0,177	0,057	0,181	0,060	0,179	0,057	0,178	0,057
0,40	0,162	0,042	0,165	0,043	0,167	0,043	0,164	0,043	0,164	0,043
0,90	0,137	0,023	0,141	0,024	0,141	0,024	0,142	0,024	0,142	0,024
1,60	0,129	0,015	0,129	0,015	0,131	0,016	0,132	0,016	0,132	0,016
2,50	0,119	0,013	0,121	0,013	0,123	0,013	0,124	0,013	0,125	0,013
3,60	0,112	0,011	0,115	0,011	0,116	0,011	0,117	0,011	0,117	0,011
5,00	0,109	0,011	0,111	0,011	0,114	0,011	0,115	0,011	0,115	0,012

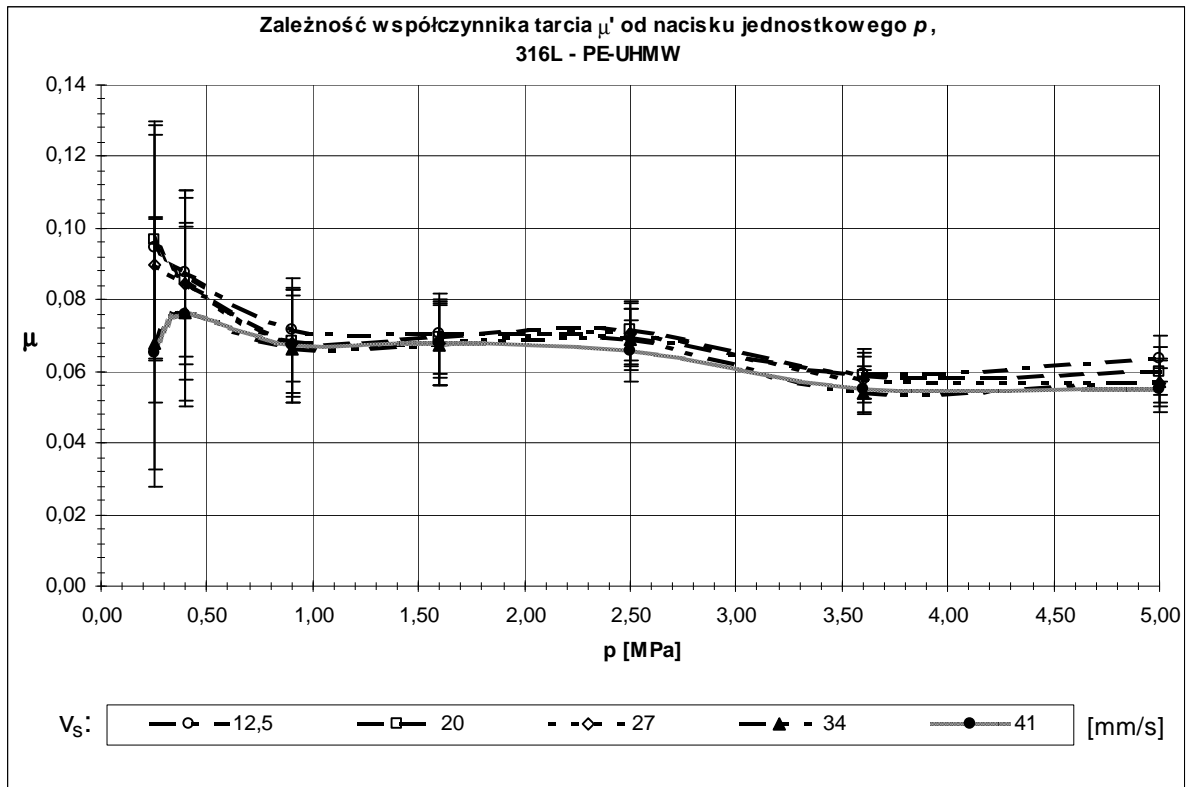
Tabela 13. Wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla skojarzenia materiałowego Ti6Al4V – PE-UHMW, próbka A.

p	Vs [mm/s]									
	12,5		20,0		27,0		34,0		41,0	
	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s
0,25	0,151	0,041	0,136	0,037	0,138	0,037	0,141	0,038	0,141	0,038
0,40	0,135	0,031	0,134	0,031	0,133	0,031	0,132	0,031	0,132	0,031
0,90	0,115	0,015	0,115	0,015	0,115	0,015	0,114	0,015	0,113	0,015
1,60	0,105	0,010	0,105	0,010	0,105	0,010	0,105	0,010	0,104	0,010
2,50	0,105	0,010	0,103	0,009	0,102	0,009	0,101	0,009	0,101	0,009
3,60	0,099	0,009	0,098	0,009	0,098	0,009	0,099	0,009	0,099	0,009
5,00	0,099	0,009	0,099	0,009	0,099	0,009	0,099	0,009	0,099	0,009

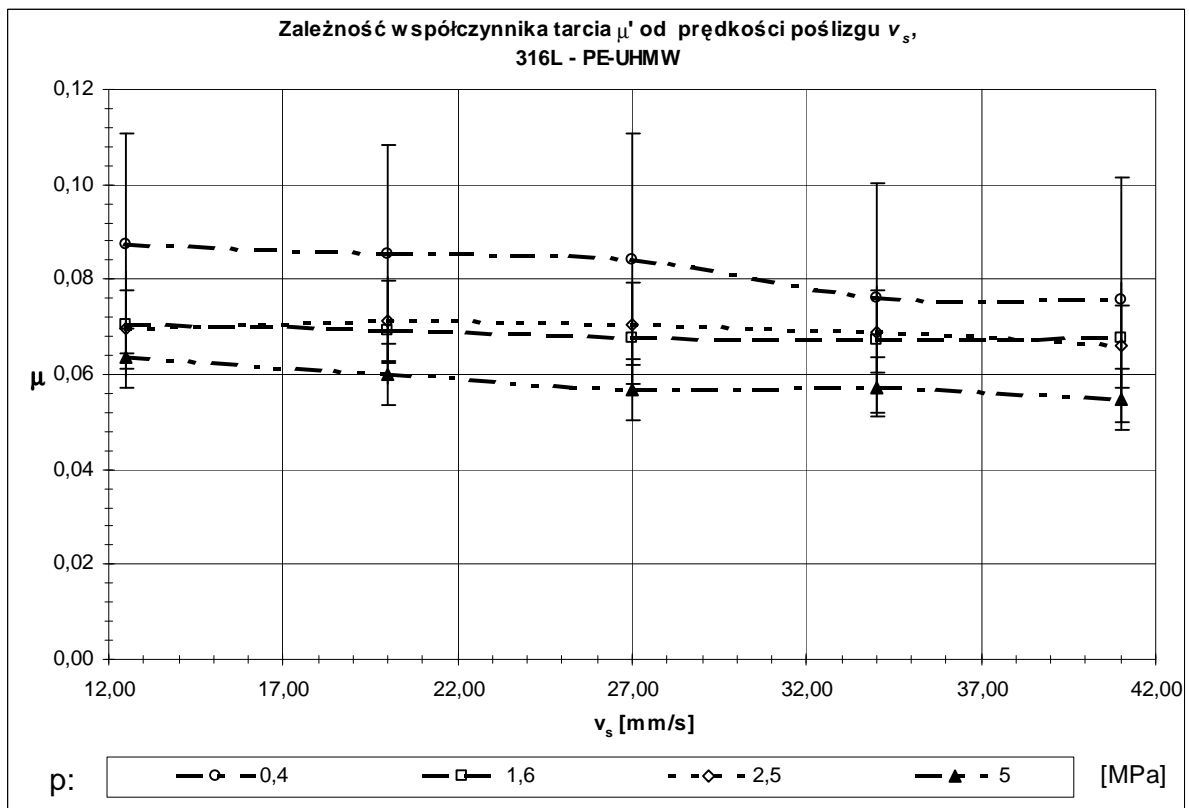
Tabela 14. Wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla skojarzenia materiałowego Ti6Al4V – PE-UHMW, próbka B.

p	Vs [mm/s]									
	12,5		20,0		27,0		34,0		41,0	
	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s	$\bar{\mu}$	σ_s
0,25	0,189	0,189	0,177	0,075	0,158	0,066	0,163	0,069	0,160	0,067
0,40	0,174	0,174	0,160	0,052	0,149	0,048	0,150	0,049	0,149	0,048
0,90	0,141	0,141	0,134	0,025	0,130	0,024	0,130	0,024	0,128	0,024
1,60	0,127	0,127	0,123	0,017	0,120	0,016	0,119	0,016	0,118	0,016
2,50	0,121	0,121	0,117	0,011	0,115	0,011	0,114	0,011	0,113	0,011
3,60	0,114	0,114	0,113	0,009	0,111	0,009	0,111	0,009	0,111	0,009
5,00	0,113	0,113	0,111	0,010	0,109	0,009	0,109	0,010	0,108	0,009

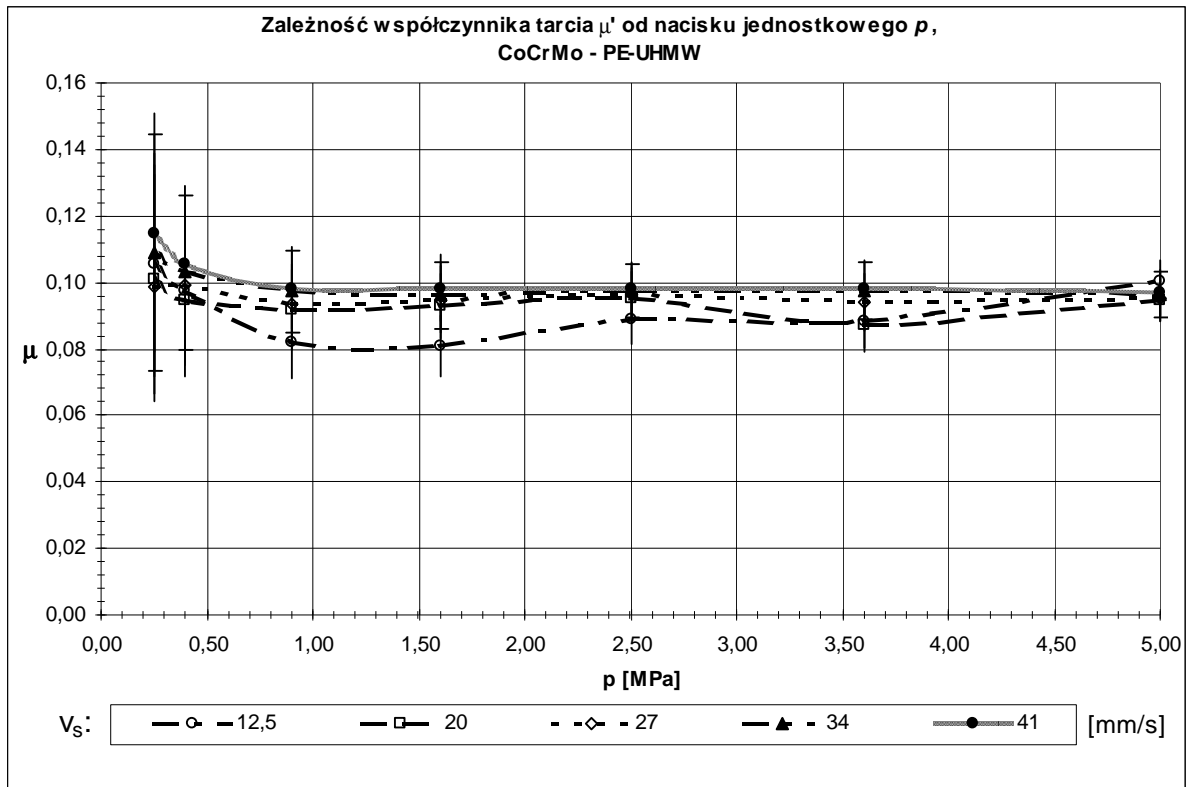
Oprócz wartości całkowitego współczynnika tarcia μ , zostały wyznaczone wartość współczynnika tarcia μ' związanego z oddziaływaniami adhezyjnymi oraz mechanicznymi mikronierówności powierzchni, oraz współczynnika tarcia μ'' związanego z deformacją materiału polimerowego oraz nierównomiernością rozkładu nacisku jednostkowego na krawędziach próbki. Wymienione współczynniki tarcia μ' oraz μ'' zostały opisane w rozdziale 5.1.1. Otrzymane wyniki badań zostały przedstawione w postaci wykresów. Na rys. 47 oraz rys. 48 przedstawiono zmiany wartości współczynnika tarcia μ' w zależności od parametrów tarcia (p, v_s) dla pary trącej 316L - PE-UHMW. Analogiczne wykresy dla pary trącej CoCrMo – PE-UHMW przedstawiono na rys. 49 oraz rys. 50, a dla pary Ti6Al4V – PE-UHMW na rys. 51 oraz rys. 52.



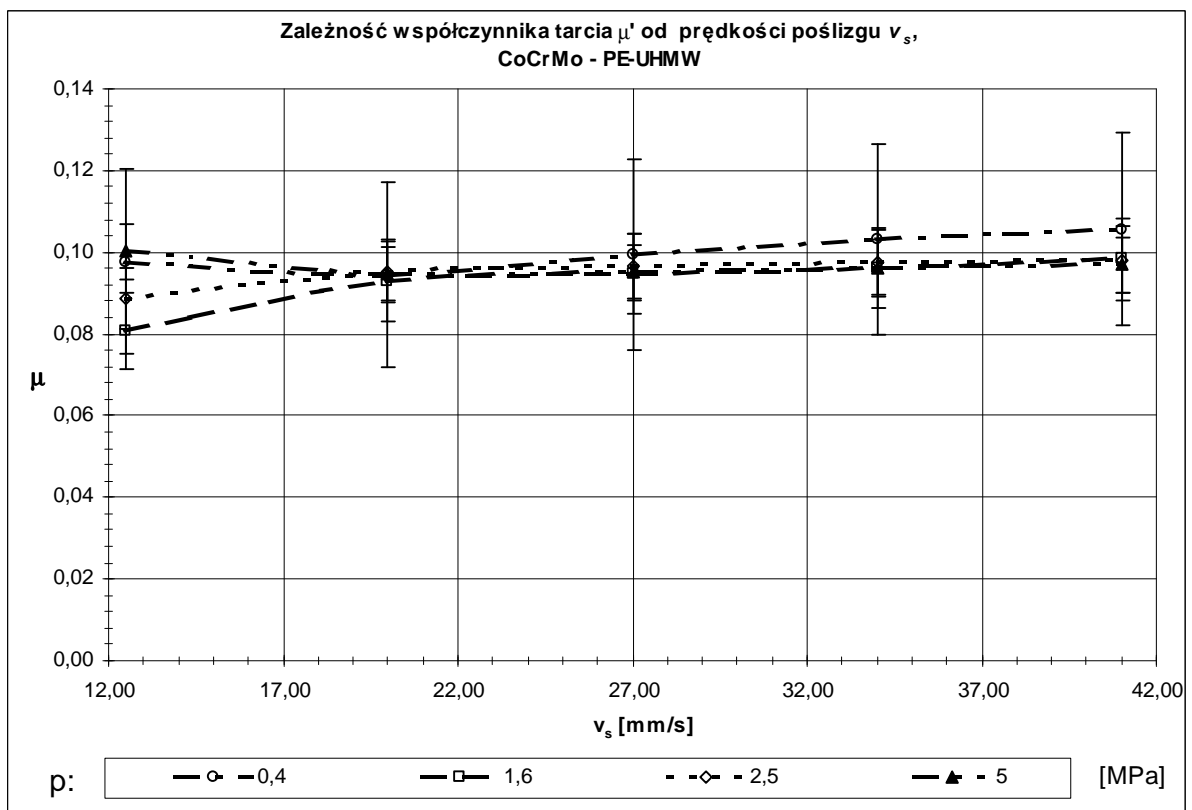
Rys. 47. Zależność współczynnika tarcia μ' od nacisku jednostkowego p , dla pary trącej 316L-PE-UHMW.



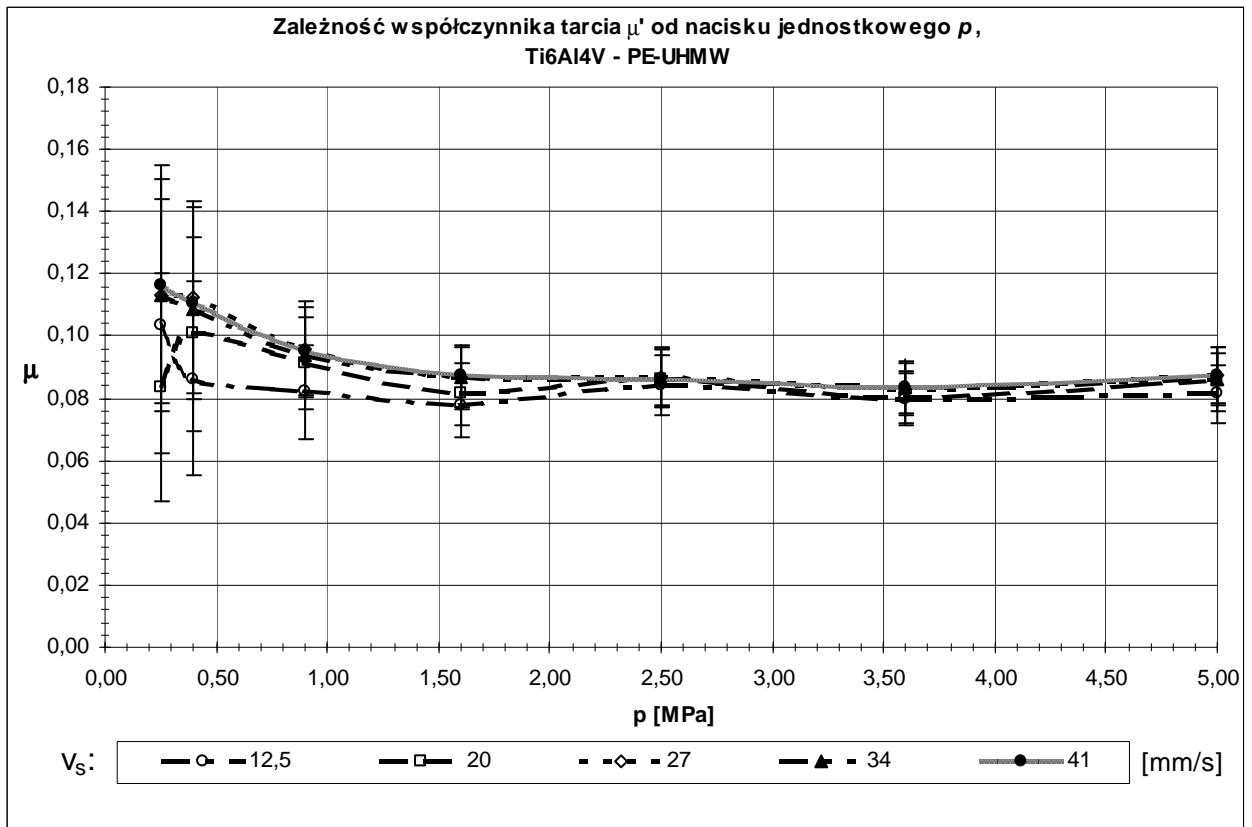
Rys. 48. Zależność współczynnika tarcia μ' od prędkości poślizgu v_s , dla pary trącej 316L-PE-UHMW.



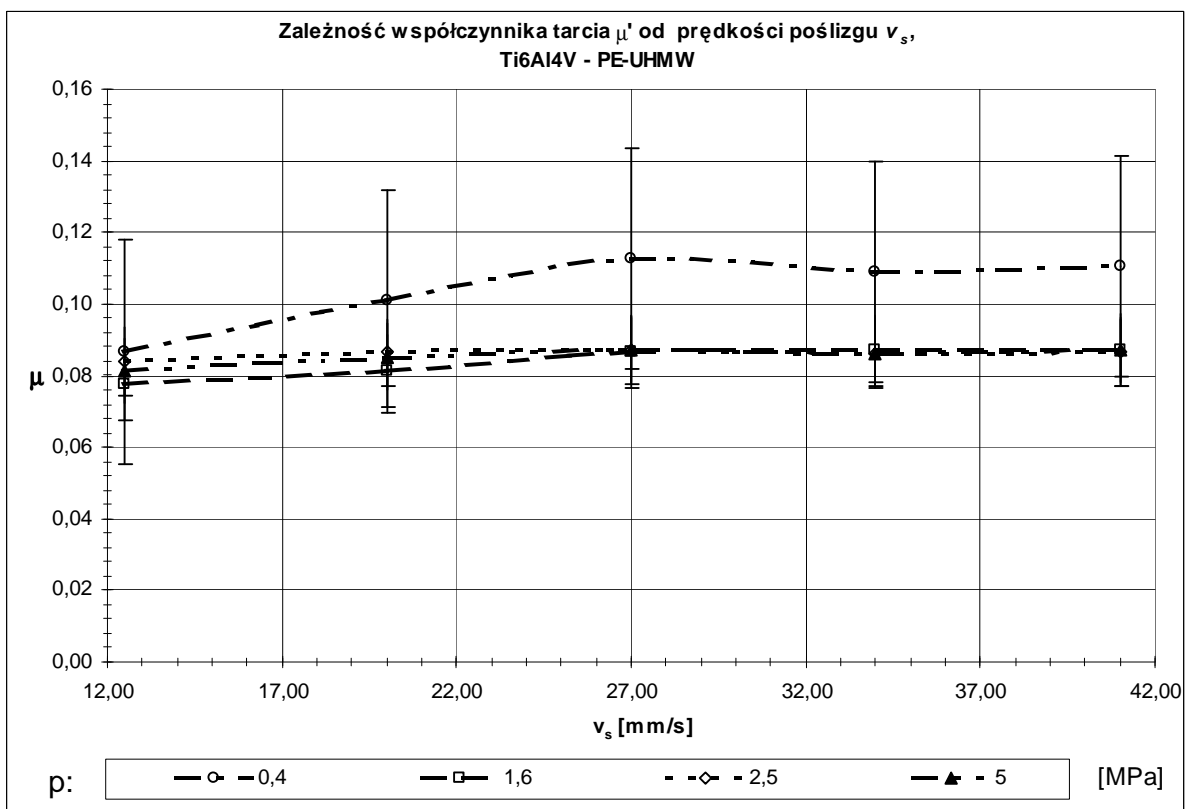
Rys. 49. Zależność współczynnika tarcia μ' od nacisku jednostkowego p , dla pary trącej CoCrMo-PE-UHMW.



Rys. 50. Zależność współczynnika tarcia μ' od prędkości poślizgu v_s , dla pary trącej CoCrMo-PE-UHMW.

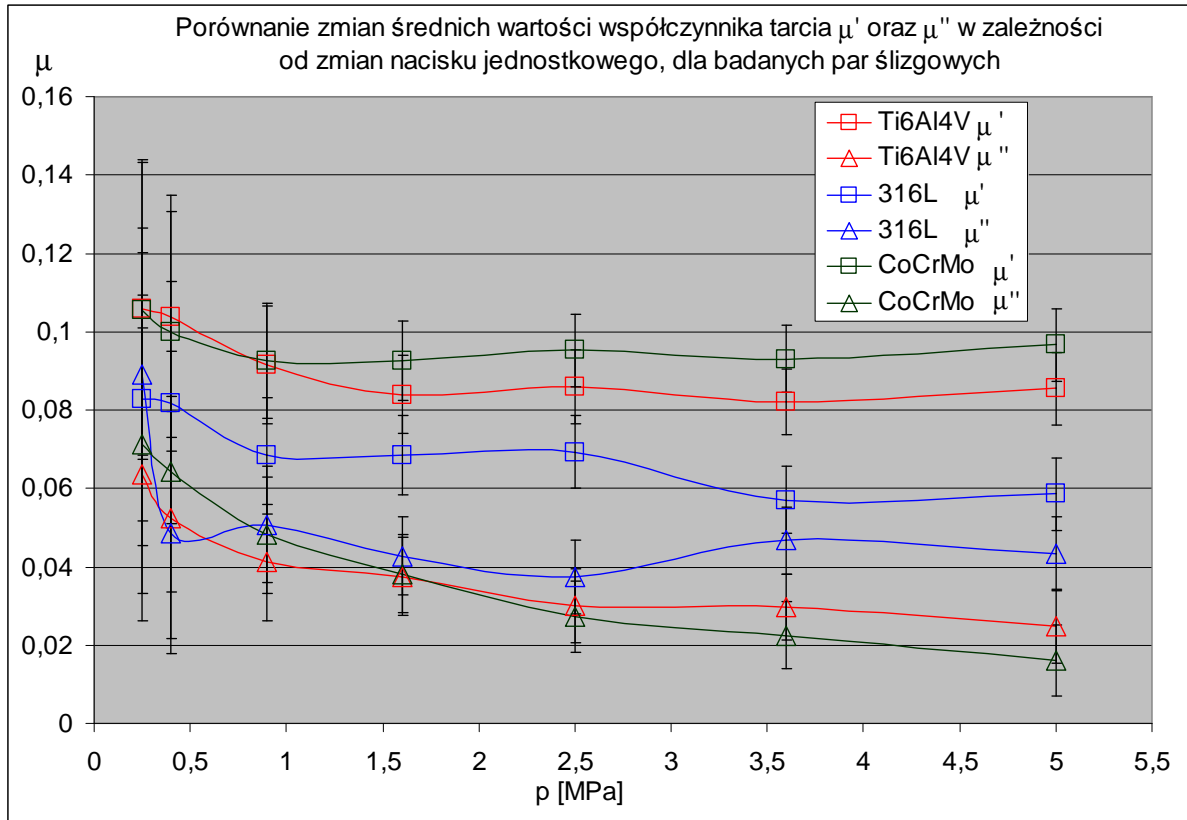


Rys. 51. Zależność współczynnika tarcia μ' od nacisku jednostkowego p , dla pary trącej Ti6Al4V –PE-UHMW.



Rys. 52. Zależność współczynnika tarcia μ' od zmian wartości prędkości poślizgu v_s , Ti6Al4V –PE-UHMW.

W celu zobrazowania różnic pomiędzy wartościami μ' oraz μ'' dla różnych skojarzeń materiałowych na rys. 53, przedstawiono uśrednione wartości wymienionych współczynników tarcia dla wszystkich prędkości poślizgu v_s .



Rys. 53. Porównanie średnich wartości współczynnika tarcia μ' oraz μ'' dla badanych skojarzeń materiałowych metal – PE-UHMW w zależności od zmian nacisku jednostkowego p.

5.5 Wnioski z badań tribologicznych w styku rozłożonym

Na podstawie uzyskanych wyników badań zaobserwowano, że dla wszystkich rozpatrywanych par trących wartości współczynnika tarcia μ'' były mniejsze niż wartości μ' . Wskazuje to na fakt, iż w styku rozłożonym w badanym zakresie nacisków deformacja materiału polimerowego nie ma decydującego wpływu na wartość współczynnika tarcia.

Analizując przebieg zmian wartości μ'' , można zauważyć wyraźne zmniejszenie współczynnika tarcia wraz ze wzrostem wartości nacisku jednostkowego p. Wartość oporów tarcia związanych z deformacją materiału polimerowego jest zależna od własności mechanicznych polimeru. Widoczna jest analogia w zmianach siły tarcia $F_t'' = f(F_n)$, oraz zależności $\varepsilon = f(\sigma)$ dla PE-UHMW, opisanych w rozdziale 2.3.1.

Wartości współczynnika tarcia μ'' związanego z deformacją materiału polimerowego posiadają zbliżoną wartość dla wszystkich analizowanych skojarzeń materiałowych. Siła tarcia będąca skutkiem deformacji polietylenu powinna być dla wszystkich przypadków taka sama. Wynika to z identycznej szerokości ($d=4$ mm) wszystkich zastosowanych próbek metalowych. Występujące różnice w wartościach współczynnika tarcia μ'' wynikają z występujących nierównomierności rozkładów nacisku p w strefie styku, zwłaszcza na krawędziach strefy styku. Różnice w nierównomiernościach rozkładu nacisku

na krawędziach próbek dla różnych materiałów mogą również wynikać z niedokładności mocowania próbek na stanowisku badawczym. Należy zwrócić uwagę, iż siła tarcia wynikająca z powstających połączeń adhezyjnych oraz mechanicznego zahaczania mikronierówności powierzchni wpływa na rozkład nacisków występujących w strefie styku węzła tarcia.

Wartości współczynnika tarcia μ' wynikające z oddziaływań adhezyjnych i mechanicznych dla wszystkich skojarzeń materiałowych maleją wraz ze wzrostem nacisków jednostkowych. Zależność ta jest zgodna z wynikami badań prezentowanymi w przeglądzie literatury (rozdział 2.3.3). Charakter tej zależności opisany był szeroko w pracach Kragielskiego, Belyiego oraz Rymuzy, [12, 65, 66, 119]. Występujący spadek wartości współczynnika tarcia μ' wraz ze wzrostem nacisku p , jest zgodny z postulatami adhezyjnej i molekularno-adhezyjnej teorii tarcia [119]. Należy również zauważyć, iż dla wartości nacisku jednostkowego p powyżej 1,5 MPa, wartości współczynnika tarcia μ' stabilizuje się. Największe zmiany w wartościach mierzonych sił tarcia występują dla małych wartości nacisku jednostkowego. Analizując wyniki badań przedstawione na rys. 47 oraz rys. 51 zaobserwowano odmienne tendencje w zmianach współczynnika tarcia μ' w zakresie małych wartości nacisku jednostkowego $p < 0,5$ MPa. Należy zauważyć, że wyznaczone wartości współczynnika tarcia dla małych wartości nacisku jednostkowego p obarczone są dużym błędem. Jest to następstwem relatywnie małych wartości mierzonych sił tarcia F_t w stosunku do dokładności wykorzystanych przyrządów pomiarowych.

Rozważając wpływ prędkości poślizgu v_s na wartość współczynnika tarcia μ' , można stwierdzić, iż zależny jest on od rodzaju skojarzenia materiałowego pary trącej. We wszystkich badanych parach trących zależność wartości współczynnika tarcia μ' od prędkości poślizgu ma charakter liniowy. Przebieg liniowych funkcji opisujących zależność zmian $\mu' = f(v_s)$ został przedstawiony na rys. 54.

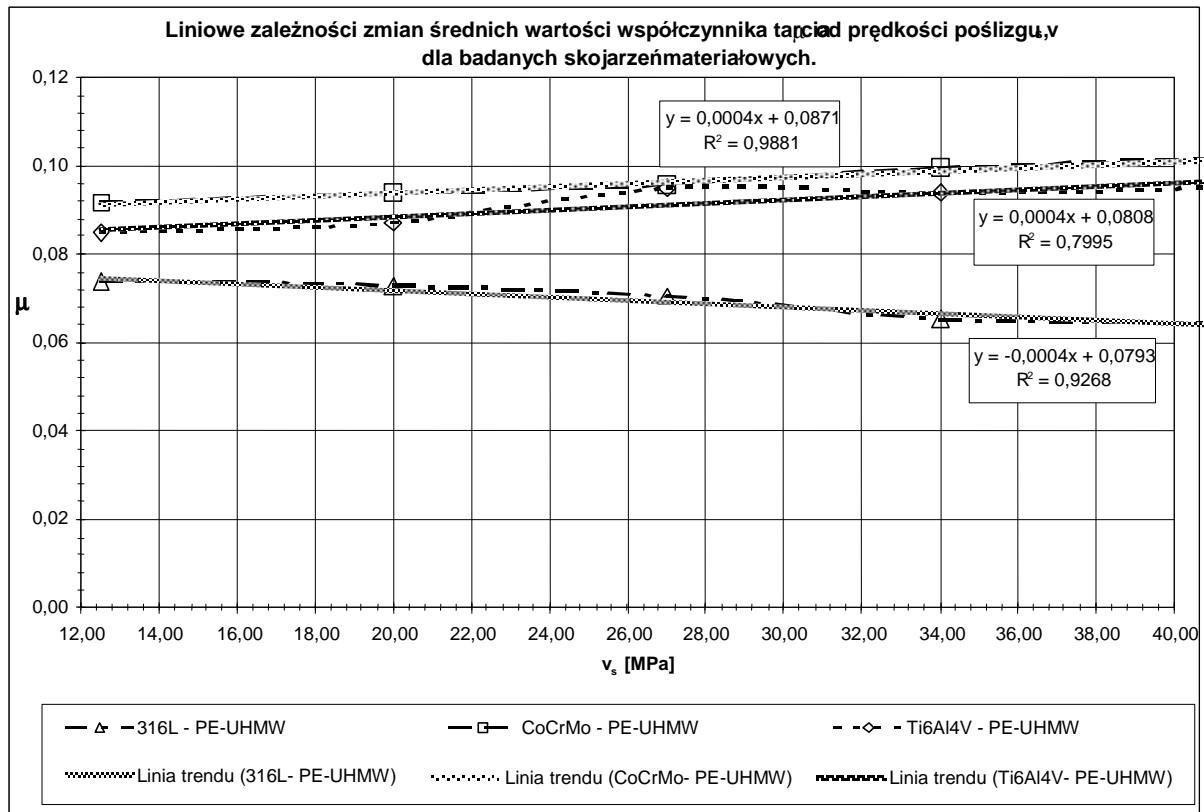
Dla skojarzeń CoCrMo - PE-UHMW, oraz Ti6Al4V - PE-UHMW, wartość współczynnika tarcia μ' rośnie wraz ze wzrostem prędkości poślizgu v_s . W przypadku pary trącej 316L - PE-UHMW, tendencja jest odwrotna. Odmienny charakter zmian może wynikać z odmiennych właściwości stali 316L wpływających na zwilżalność cieczą smarującą, czego następstwem jest odmienny charakter zmian $\mu' = f(v_s)$. Prędkość poślizgu v_s wpływa z pewnością na zjawiska hydrodynamiczne występujące w węźle tarcia. Zwiększanie prędkości poślizgu v_s powoduje zwiększanie udziału występującego tarcia hydrodynamicznego. Duże znaczenie na wartość współczynnika tarcia μ' ma również prędkość odkształcania mikronierówności materiału polimerowego. Występujący wzrost oporów tarcia można tłumaczyć właściwościami reologicznymi polietylenu. Zwiększenie prędkości odkształcania materiału powoduje wzrost oporów deformacyjnych materiału wynikający z lepkościowych właściwości polimeru.

Należy podkreślić że zmiany wartości współczynnika tarcia μ' w badanym zakresie prędkości zmieniają się w niewielkim stopniu (nie większym niż 20%). Wyznaczone funkcje zmian współczynnika tarcia μ' dla poszczególnych rodzajów skojarzeń materiałowych, w zależności od prędkości poślizgu v_s , zostały przedstawione w postaci równań (23), (24) oraz (25).

$$\mu'_{316L} = -0,0004 \cdot v_s + 0,0793 \quad (23)$$

$$\mu'_{CoCrMo} = 0,0004 \cdot v_s + 0,0871 \quad (24)$$

$$\mu'_{Ti6Al4V} = 0,0004 \cdot v_s + 0,0808 \quad (25)$$



Rys. 54. Zestawienie wyników średnich wartości współczynnika tarcia μ' , oraz ich liniowa zależność od prędkości poślizgu v_s .

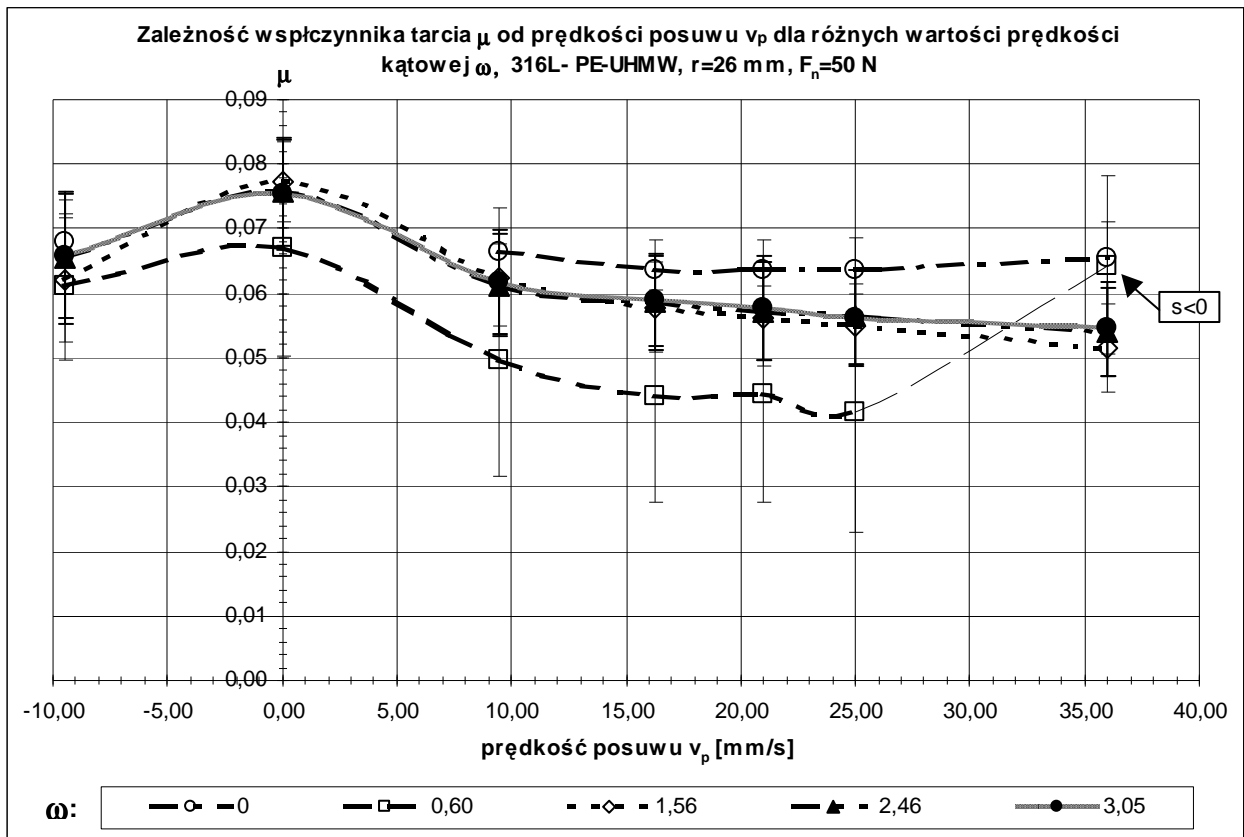
Analizując literaturę przedmiotu opisaną w rozdziałach 2.3.6 oraz 2.3.7, można stwierdzić, iż znacznie większy wpływ na wartości współczynnika tarcia ma rodzaj płynu smarującego oraz chropowatość powierzchni metalu niż rodzaj stosowanego skojarzenia materiałowego. W przypadku badań prowadzonych na sucho rodzaj trących materiałów ma decydujące znaczenie dla wartości oporów tarcia, jednakże dla badań prowadzonych w obecności cieczy większy wpływ ma lepkość medium smarującego. W przypadku badań w obecności cieczy smarującej chropowatość elementu metalowego wpływa na wielkość szczeliny smarnej oraz udziału tarcia płynnego w występującym podczas badań tarcia mieszanym.

5.6 Wyniki badań tribologicznych w złożonym ruchu toczno-ślizgowym

Przeprowadzone badania tribologiczne analizowanych par ślizgowych w złożonym ruchu toczno-ślizgowym umożliwiły określenie oporów tarcia w zależności od parametrów ruchowych w zakładanym przedziale ich zmienności. W tabeli 15 oraz 16 umieszczone zostały wartości średnie współczynnika tarcia μ oraz odchylenia standardowego σ_s wyznaczone na podstawie pomiarów siły tarcia w trakcie złożonego ruchu toczno-ślizgowego. Wyniki badań dla wszystkich typów skojarzeń materiałowych podczas obciążenia siłą nacisku $F_n = 50 \text{ N}$ oraz $F_n = 200 \text{ N}$ dla próbek typu C znajdują się w tabeli 16. Analogiczne zestawienie wyników dla próbek typu D przedstawiono w tabeli 15.

Przykładowe wykresy przedstawiające wpływ prędkości posuwu v_p oraz prędkości kątowej ω , na wartość współczynnika tarcia μ znajdują się na rysunkach od 55 do 57. Dla

ujemnych wartości prędkości posuwu v_p , wektor prędkości posuwu v_p miał przeciwny zwrot niż wektor poślizgu od składowej toczonej ωr .



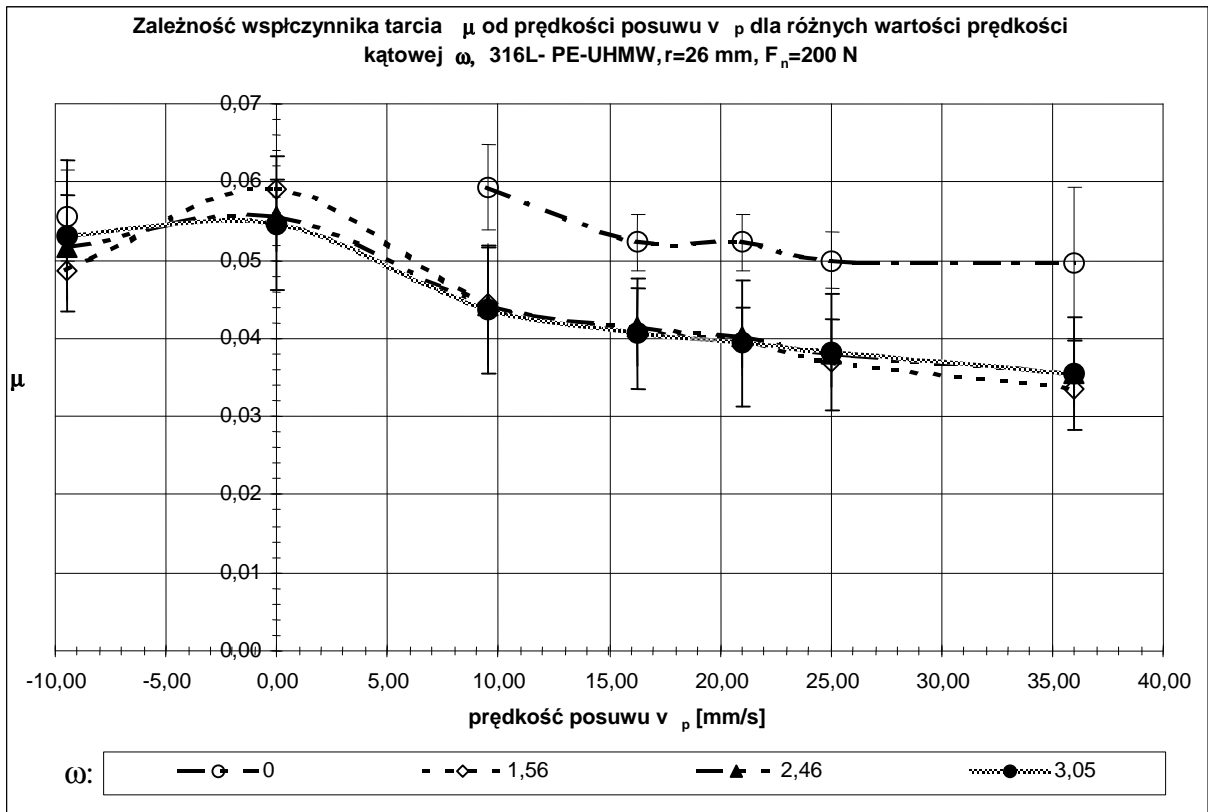
Rys. 55. Zależność zmian współczynnika tarcia μ od prędkości posuwu v_p dla badanych wartości prędkości kątowej ω , skojarzenie materiałowe: 316L – PE-UHMW, próbka C, $F_n=50$ N.

Tabela 15. Średnie wartości współczynnika tarcia μ określonego na podstawie badań w ruchu toczno-ślizgowym dla próbek D ($r=16$ mm).

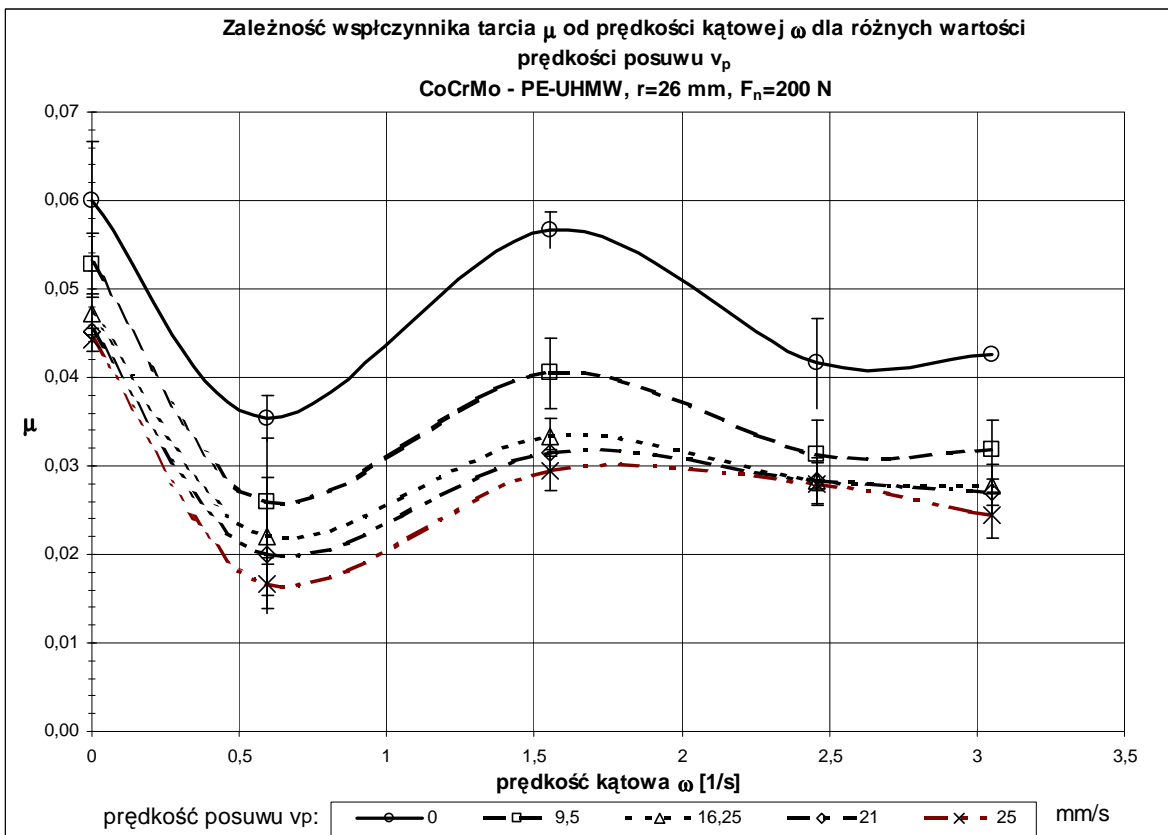
Nr	ω [1/s]	v_p [mm/s]	s [mm/s]	316L				CoCrMo				Ti6Al4V			
				$F_n = 50$ N		$F_n = 200$ N		$F_n = 50$ N		$F_n = 200$ N		$F_n = 50$ N		$F_n = 200$ N	
				$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ
1	0	0	0,00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	0	6,0	-6,00	0,079	0,007	0,077	0,007	0,078	0,007	0,044	0,003	0,084	0,005	0,065	0,002
3	0	10,0	-10,00	0,078	0,006	0,068	0,005	0,081	0,007	0,044	0,003	0,084	0,005	0,063	0,003
4	0	17,0	-17,00	0,077	0,005	0,064	0,009	0,082	0,008	0,044	0,004	0,086	0,005	0,062	0,004
5	0	20,0	-20,00	0,080	0,006	0,062	0,010	0,084	0,007	0,043	0,005	0,087	0,005	0,061	0,007
6	0	28,0	-28,00	0,087	0,007	0,062	0,011	0,086	0,009	0,043	0,006	0,091	0,006	0,060	0,011
7	0,60	0	9,58	0,075	0,016	0,055	0,016	0,081	0,018	0,046	0,012	0,070	0,014	0,048	0,016
8	0,60	6,0	3,58	0,045	0,025	0,031	0,016	0,050	0,024	0,026	0,012	0,042	0,021	0,026	0,016
9	0,60	10,0	-0,42	0,079	0,014	0,049	0,011	0,074	0,016	0,042	0,008	0,033	0,017	0,043	0,012
10	0,60	17,0	-7,42	0,083	0,010	0,068	0,015	0,083	0,012	0,042	0,008	0,073	0,011	0,056	0,019
11	0,60	20,0	-10,42	0,084	0,010	0,065	0,013	0,086	0,013	0,042	0,008	0,075	0,009	0,059	0,012
12	0,60	28,0	-18,42	0,090	0,010	0,068	0,010	0,089	0,014	0,046	0,007	0,079	0,008	0,061	0,011
13	1,56	0	24,88	0,099	0,007	0,076	0,004	0,098	0,009	0,059	0,004	0,091	0,007	0,067	0,003
14	1,56	6,0	18,88	0,081	0,007	0,057	0,005	0,085	0,011	0,043	0,004	0,076	0,008	0,051	0,006
15	1,56	10,0	14,88	0,077	0,009	0,052	0,006	0,081	0,011	0,041	0,004	0,073	0,008	0,049	0,006
16	1,56	17,0	7,88	0,071	0,010	0,048	0,007	0,078	0,011	0,039	0,005	0,068	0,008	0,046	0,006
17	1,56	20,0	4,88	0,073	0,010	0,047	0,006	0,074	0,012	0,038	0,005	0,072	0,010	0,046	0,006
18	1,56	28,0	-3,12	0,116	0,020	0,064	0,016	0,098	0,018	0,043	0,006	0,081	0,014	0,056	0,011
19	2,46	0	39,33	0,112	0,009	0,082	0,004	0,111	0,011	0,065	0,002	0,103	0,009	0,073	0,005
20	2,46	6,0	33,33	0,093	0,009	0,063	0,005	0,091	0,008	0,049	0,004	0,088	0,009	0,055	0,004
21	2,46	10,0	29,33	0,090	0,008	0,059	0,006	0,093	0,009	0,048	0,004	0,086	0,010	0,054	0,006
22	2,46	17,0	22,33	0,089	0,008	0,056	0,006	0,095	0,007	0,047	0,003	0,084	0,009	0,052	0,005
23	2,46	20,0	19,33	0,089	0,008	0,054	0,006	0,095	0,007	0,046	0,003	0,084	0,010	0,052	0,005
24	2,46	28,0	11,33	0,088	0,008	0,052	0,006	0,092	0,011	0,045	0,004	0,084	0,011	0,052	0,006
25	3,05	0	48,80	0,115	0,010	0,079	0,003	0,107	0,005	0,064	0,002	0,098	0,009	0,066	0,005
26	3,05	6,0	42,80	0,098	0,008	0,063	0,005	0,096	0,009	0,050	0,004	0,088	0,008	0,054	0,005
27	3,05	10,0	38,80	0,095	0,008	0,060	0,006	0,099	0,008	0,050	0,004	0,087	0,009	0,053	0,006
28	3,05	17,0	31,80	0,092	0,007	0,056	0,007	0,100	0,007	0,049	0,003	0,084	0,008	0,052	0,007
29	3,05	20,0	28,80	0,090	0,007	0,055	0,006	0,100	0,007	0,049	0,003	0,084	0,009	0,051	0,006
30	3,05	28,0	20,80	0,089	0,008	0,053	0,007	0,098	0,009	0,048	0,005	0,084	0,010	0,053	0,006
31	0	-6,0	6,00	0,102	0,007	0,111	0,008	0,107	0,005	0,058	0,004	0,101	0,005	0,072	0,005
32	0,60	-6,0	15,58	0,087	0,017	0,125	0,018	0,104	0,017	0,056	0,009	0,093	0,015	0,064	0,012
33	1,56	-6,0	30,88	0,099	0,006	0,116	0,009	0,114	0,007	0,062	0,006	0,093	0,008	0,066	0,005
34	2,46	-6,0	45,33	0,100	0,006	0,102	0,009	0,110	0,012	0,063	0,005	0,084	0,008	0,063	0,004
35	3,05	-6,0	54,80	0,100	0,007	0,086	0,014	0,114	0,008	0,062	0,005	0,081	0,009	0,064	0,005

Tabela 16. Średnie wartości współczynnika tarcia μ określonego na podstawie badań w ruchu toczno-ślizgowym dla próbek C ($r=26$ mm).

Nr	ω [1/s]	vp [mm/s]	s [mm/s]	316L				CoCrMo				Ti6Al4V			
				$F_n = 50$ N		$F_n = 200$ N		$F_n = 50$ N		$F_n = 200$ N		$F_n = 50$ N		$F_n = 200$ N	
				$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ	$\bar{\mu}$	σ
1	0	0	0	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2	0	9,5	-9,50	0,066	0,007	0,059	0,005	0,060	0,009	0,053	0,007	0,077	0,010	0,052	0,002
3	0	16,3	-16,25	0,065	0,004	0,055	0,004	0,051	0,006	0,047	0,005	0,073	0,002	0,049	0,001
4	0	21,0	-21,00	0,064	0,005	0,052	0,004	0,051	0,006	0,045	0,003	0,071	0,002	0,048	0,001
5	0	25,0	-25,00	0,064	0,005	0,050	0,004	0,055	0,006	0,044	0,003	0,069	0,003	0,046	0,001
6	0	36,0	-36,00	0,065	0,006	0,050	0,010	0,052	0,007	0,048	0,010	0,062	0,009	0,043	0,009
7	0,60	0	15,57	0,067	0,017	0,045	0,013	0,063	0,015	0,035	0,013	0,057	0,017	0,049	0,007
8	0,60	9,5	6,07	0,050	0,018	0,029	0,013	0,050	0,018	0,026	0,014	0,043	0,017	0,038	0,008
9	0,60	16,3	-0,68	0,044	0,017	0,024	0,013	0,043	0,016	0,022	0,013	0,036	0,017	0,032	0,009
10	0,60	21,0	-5,43	0,044	0,017	0,022	0,012	0,042	0,017	0,020	0,013	0,036	0,018	0,031	0,009
11	0,60	25,0	-9,43	0,041	0,018	0,021	0,012	0,038	0,017	0,017	0,006	0,032	0,016	0,026	0,010
12	0,60	36,0	-20,43	0,064	0,014	0,035	0,011	0,065	0,008	0,043	0,018	0,036	0,012	0,036	0,011
13	1,56	0	40,44	0,077	0,006	0,059	0,005	0,091	0,008	0,057	0,005	0,063	0,006	0,053	0,002
14	1,56	9,5	30,94	0,062	0,008	0,044	0,008	0,070	0,008	0,041	0,008	0,054	0,006	0,045	0,005
15	1,56	16,3	24,19	0,058	0,007	0,041	0,005	0,063	0,006	0,033	0,004	0,050	0,005	0,042	0,004
16	1,56	21,0	19,44	0,056	0,007	0,040	0,004	0,063	0,006	0,032	0,004	0,049	0,005	0,041	0,004
17	1,56	25,0	15,44	0,055	0,006	0,037	0,005	0,061	0,006	0,029	0,005	0,046	0,005	0,039	0,003
18	1,56	36,0	4,44	0,052	0,007	0,033	0,005	0,059	0,006	0,029	0,005	0,042	0,006	0,036	0,003
19	2,46	0	63,90	0,076	0,008	0,056	0,006	0,088	0,008	0,042	0,004	0,064	0,003	0,053	0,002
20	2,46	9,5	54,40	0,061	0,008	0,044	0,007	0,071	0,007	0,031	0,008	0,060	0,005	0,049	0,004
21	2,46	16,3	47,65	0,059	0,007	0,041	0,004	0,069	0,006	0,028	0,005	0,056	0,005	0,045	0,004
22	2,46	21,0	42,90	0,057	0,008	0,040	0,004	0,070	0,008	0,028	0,004	0,054	0,005	0,045	0,004
23	2,46	25,0	38,90	0,056	0,007	0,038	0,003	0,066	0,006	0,028	0,005	0,051	0,005	0,042	0,003
24	2,46	36,0	27,90	0,054	0,007	0,035	0,004	0,063	0,009	0,027	0,006	0,048	0,006	0,039	0,004
25	3,05	0	79,30	0,075	0,008	0,055	0,005	0,091	0,006	0,043	0,010	0,055	0,009	0,048	0,006
26	3,05	9,5	69,80	0,062	0,008	0,044	0,008	0,083	0,008	0,032	0,007	0,053	0,008	0,043	0,006
27	3,05	16,3	63,05	0,059	0,007	0,041	0,005	0,079	0,008	0,028	0,005	0,049	0,007	0,040	0,005
28	3,05	21,0	58,30	0,058	0,008	0,039	0,004	0,063	0,010	0,027	0,005	0,049	0,007	0,040	0,005
29	3,05	25,0	54,30	0,056	0,007	0,038	0,004	0,065	0,010	0,025	0,005	0,047	0,007	0,038	0,004
30	3,05	36,0	43,30	0,054	0,007	0,035	0,004	0,079	0,011	0,023	0,006	0,044	0,006	0,035	0,003
31	0	-9,5	9,50	0,068	0,007	0,056	0,006	0,093	0,015	0,051	0,009	0,065	0,004	0,060	0,004
32	0,60	-9,5	25,07	0,061	0,011	0,043	0,012	0,065	0,015	0,034	0,013	0,046	0,014	0,055	0,007
33	1,56	-9,5	49,94	0,062	0,010	0,049	0,004	0,065	0,009	0,051	0,007	0,060	0,003	0,050	0,005
34	2,46	-9,5	73,40	0,066	0,010	0,052	0,007	0,060	0,008	0,046	0,009	0,055	0,007	0,046	0,004
35	3,05	-9,5	88,80	0,066	0,010	0,053	0,007	0,061	0,008	0,045	0,011	0,053	0,009	0,051	0,005



Rys. 56. Zależność współczynnika tarcia μ od prędkości posuwu v_p , skojarzenie CoCrMo – PE-UHMW, próbka C, $F_n=200$ N.

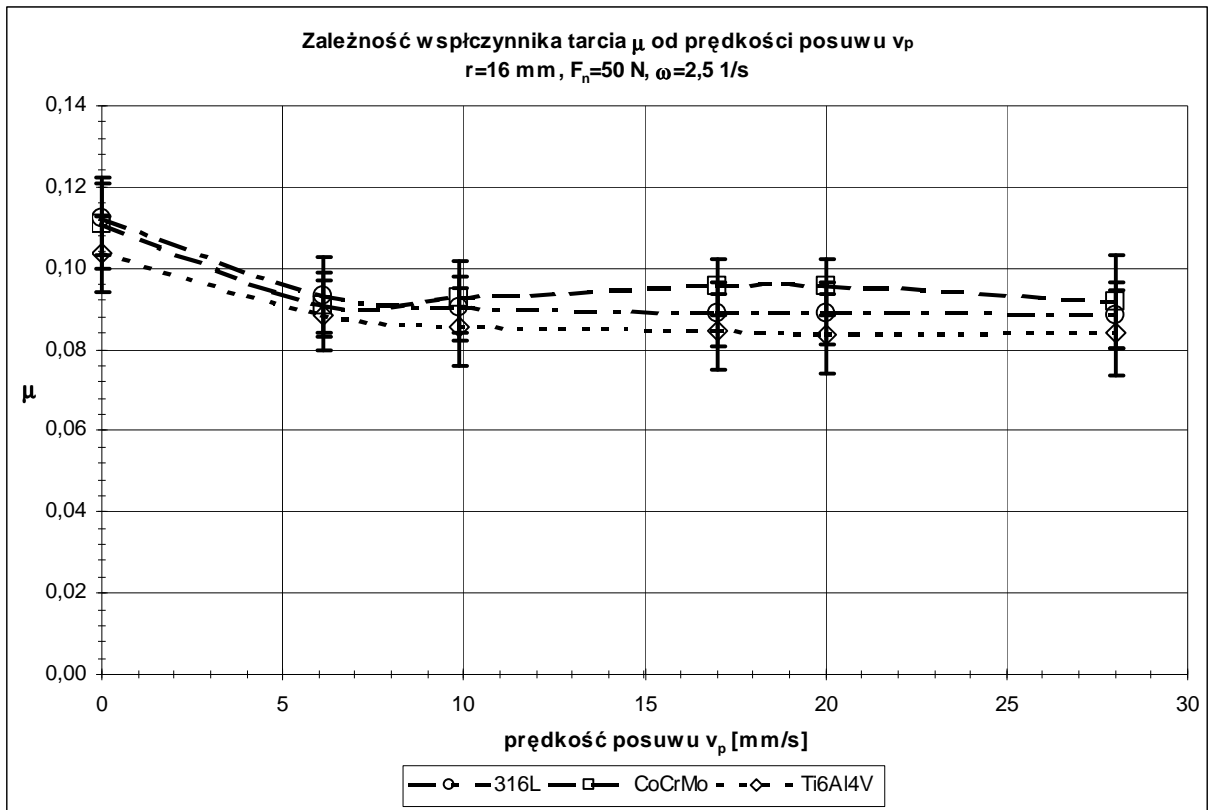


Rys. 57. Zależność współczynnika tarcia μ od prędkości kątowej ω , skojarzenie CoCrMo – PE-UHMW, próbka C, $F_n=200$ N.

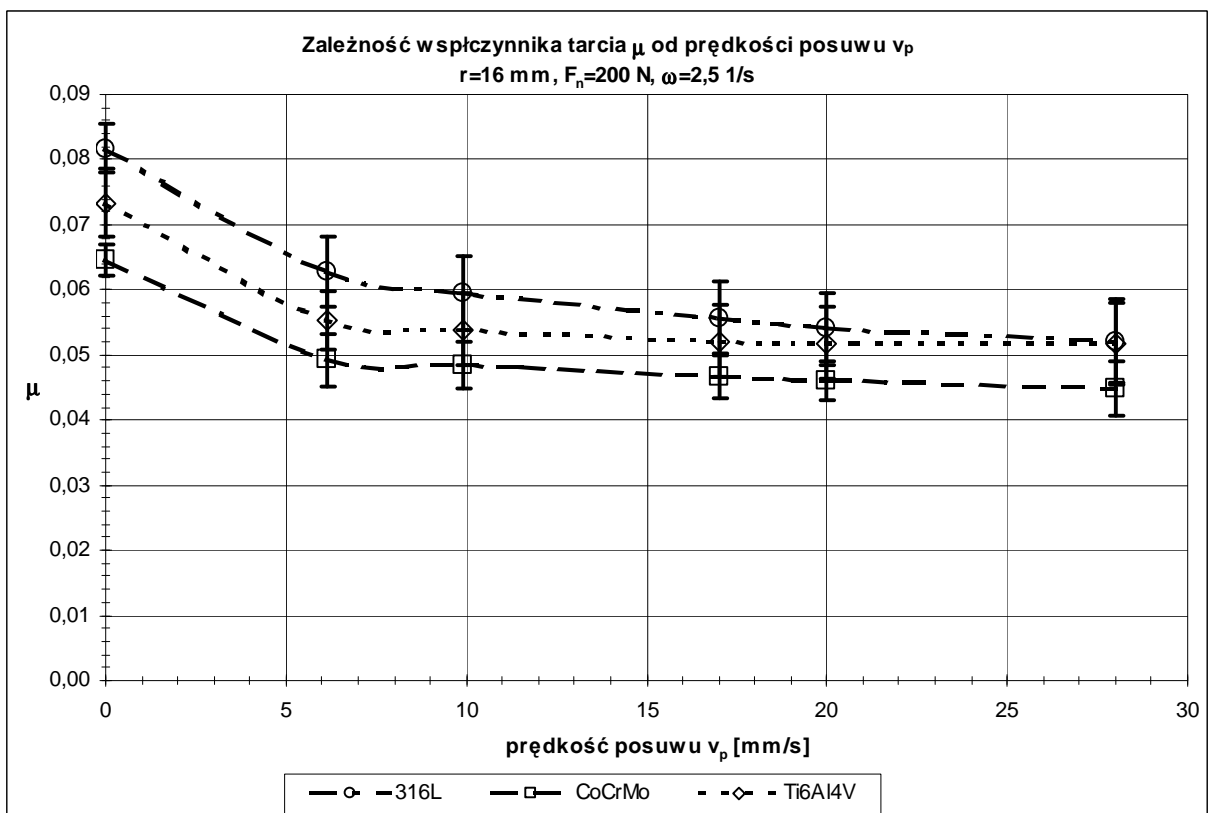
W celu wykazania podobnego charakteru zmian wartości współczynnika tarcia μ w zależności od parametrów eksperymentu, opracowane wyniki zostały przedstawione dla wszystkich typów skojarzeń materiałowych na wykresach zamieszczonych na rysunkach od 58 do 65.

Zależności μ od prędkości posuwu v_p dla próbek typu C dla dwóch wartości siły nacisku $F_n=50$ N oraz $F_n=200$ N, przedstawione są na rys. 60 oraz rys. 61. Podobne zestawienie dla próbek typu D przedstawiono na rys. 58 i 59.

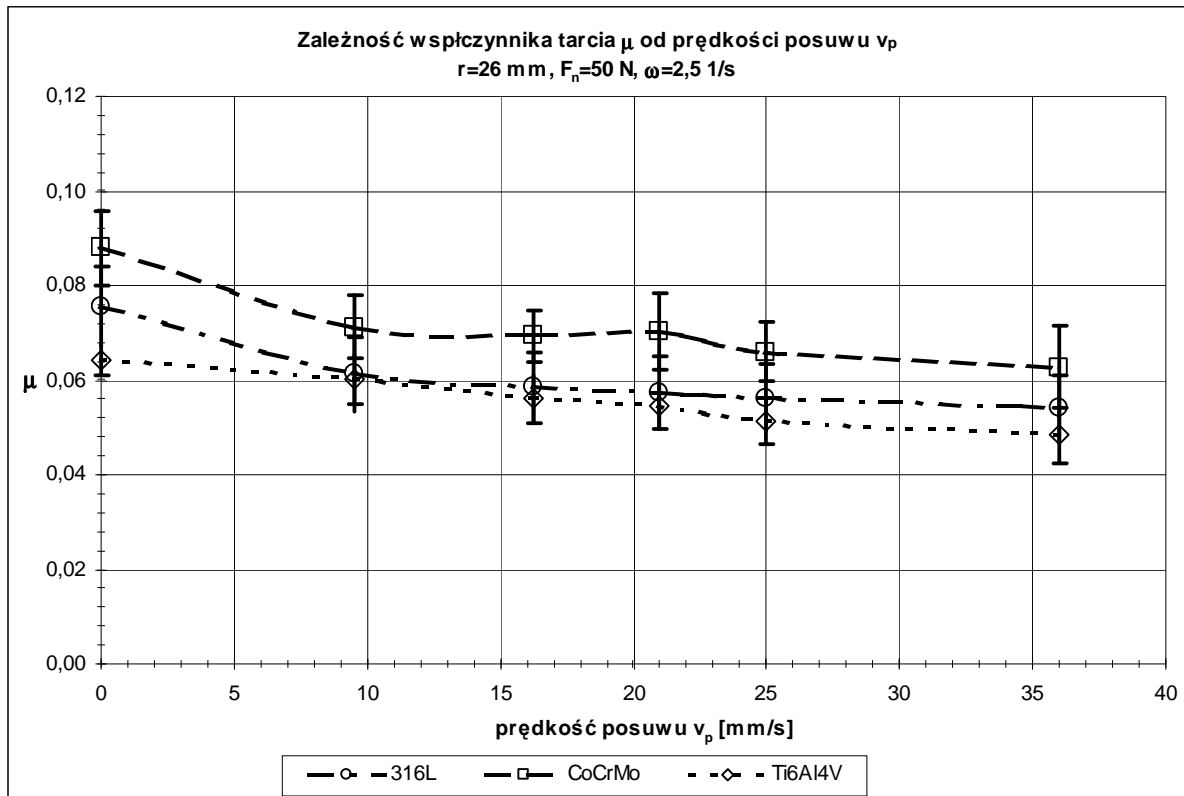
Wpływ prędkości kątowej na wartości współczynnika tarcia μ przedstawiono odpowiednio na rysunkach: próbka typu C – rys. 64 ($F_n=50$ N) oraz rys. 65 ($F_n=200$ N), próbka typu D – rys. 62 ($F_n=50$ N) oraz rys. 63 ($F_n=200$ N).



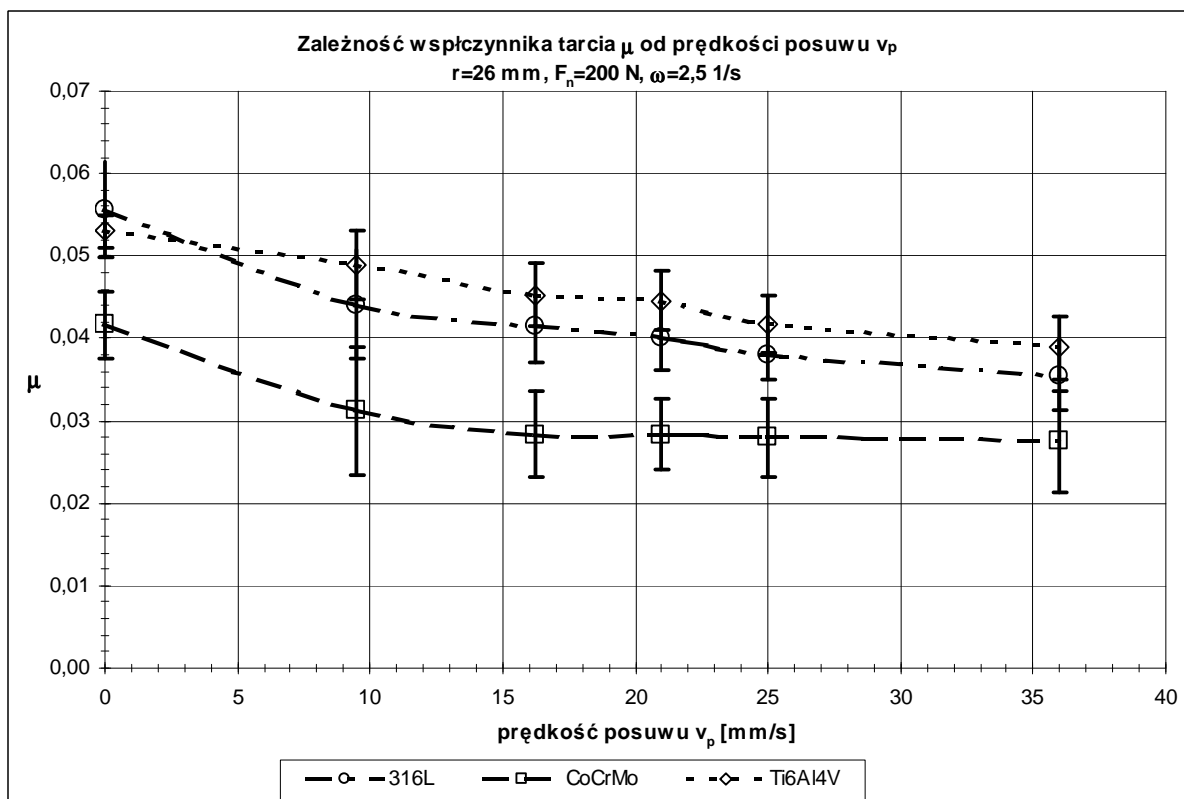
Rys. 58. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości posuwu v_p , próbka D, $\omega=2,5\text{ 1/s}$, $F_n=50\text{ N}$



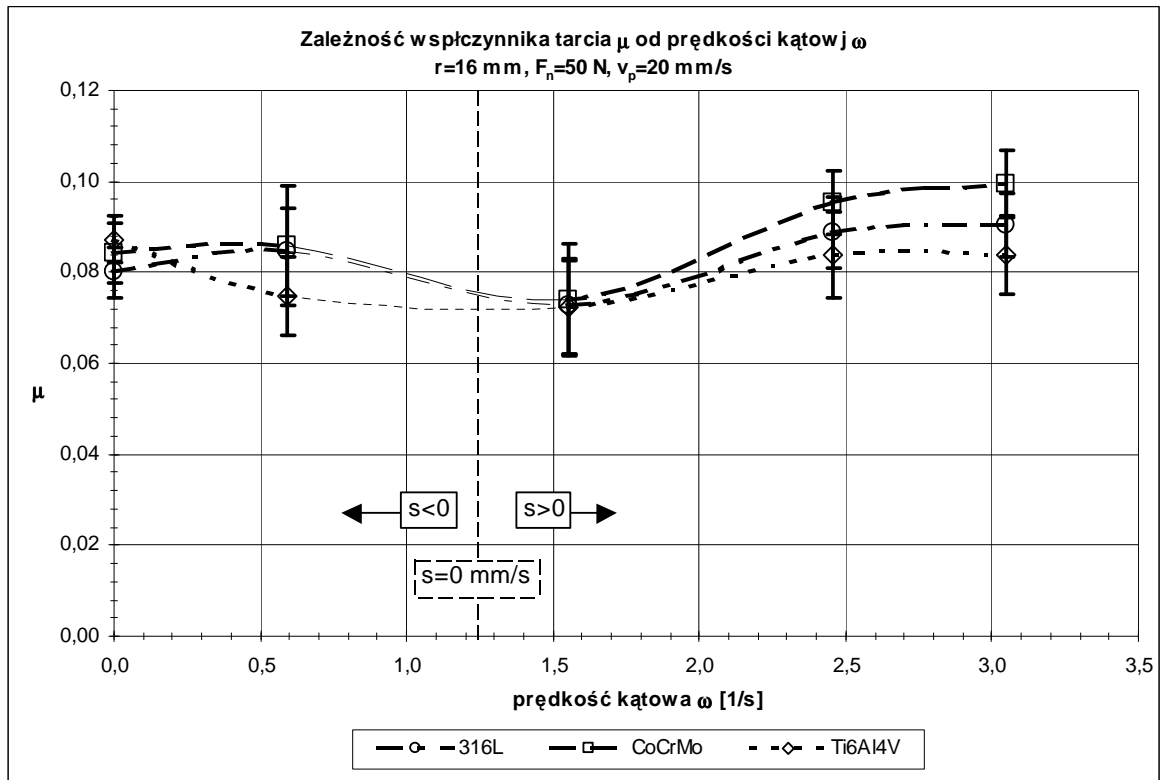
Rys. 59. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości posuwu v_p , próbka D, $\omega=2,5\text{ 1/s}$, $F_n=200\text{ N}$



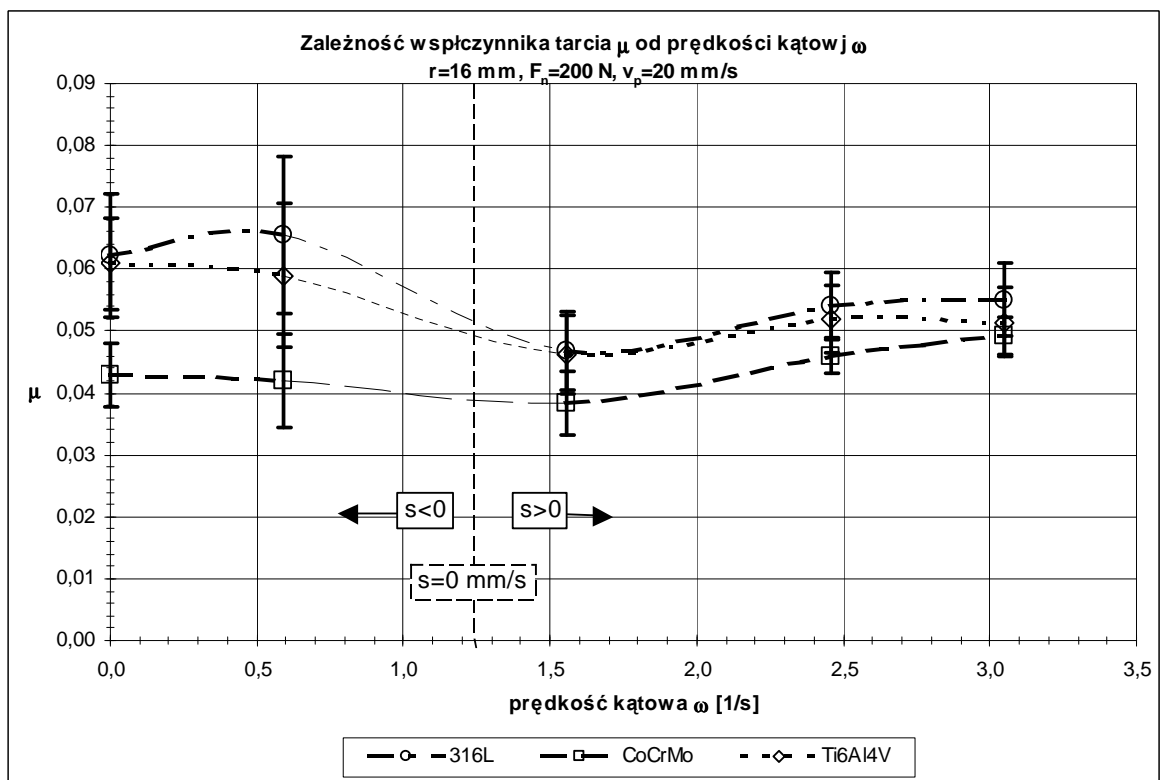
Rys. 60. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości posuwu v_p , próbka C, $\omega=2,5 \text{ 1/s}$, $F_n=50 \text{ N}$



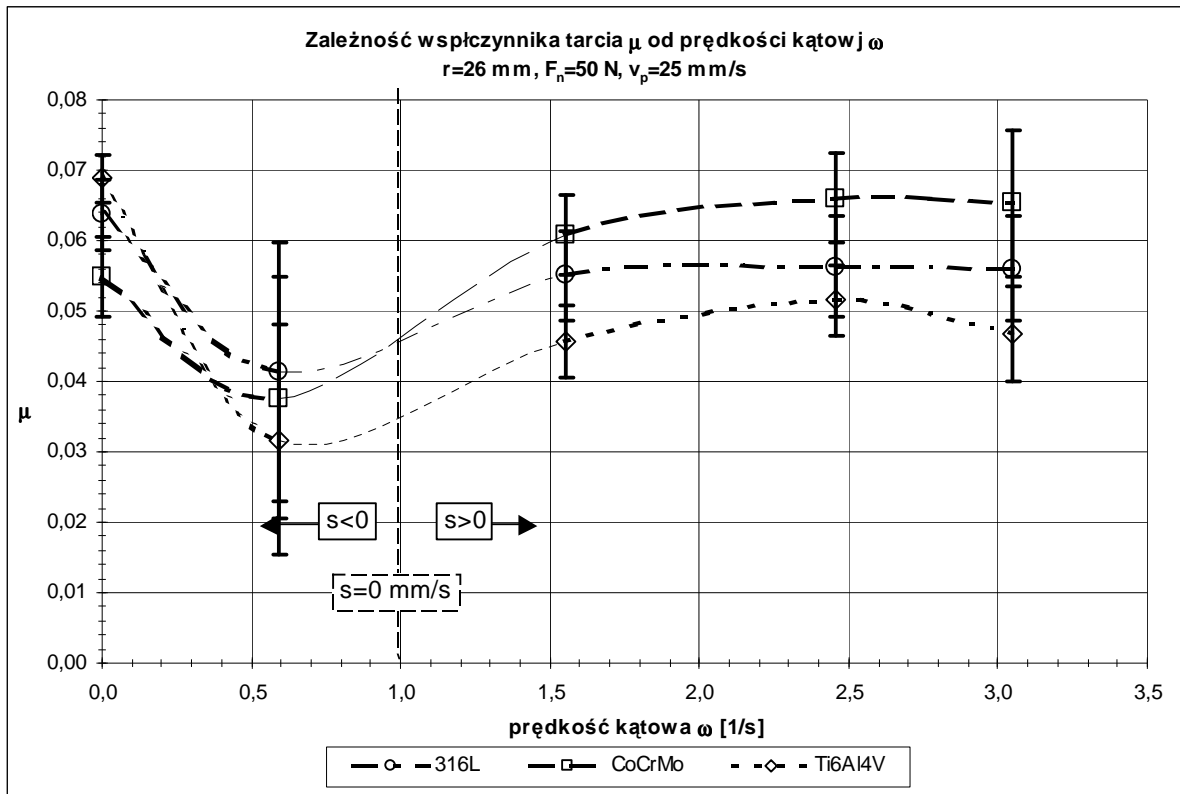
Rys. 61. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości posuwu v_p , próbka C, $\omega=2,5 \text{ 1/s}$, $F_n=200 \text{ N}$



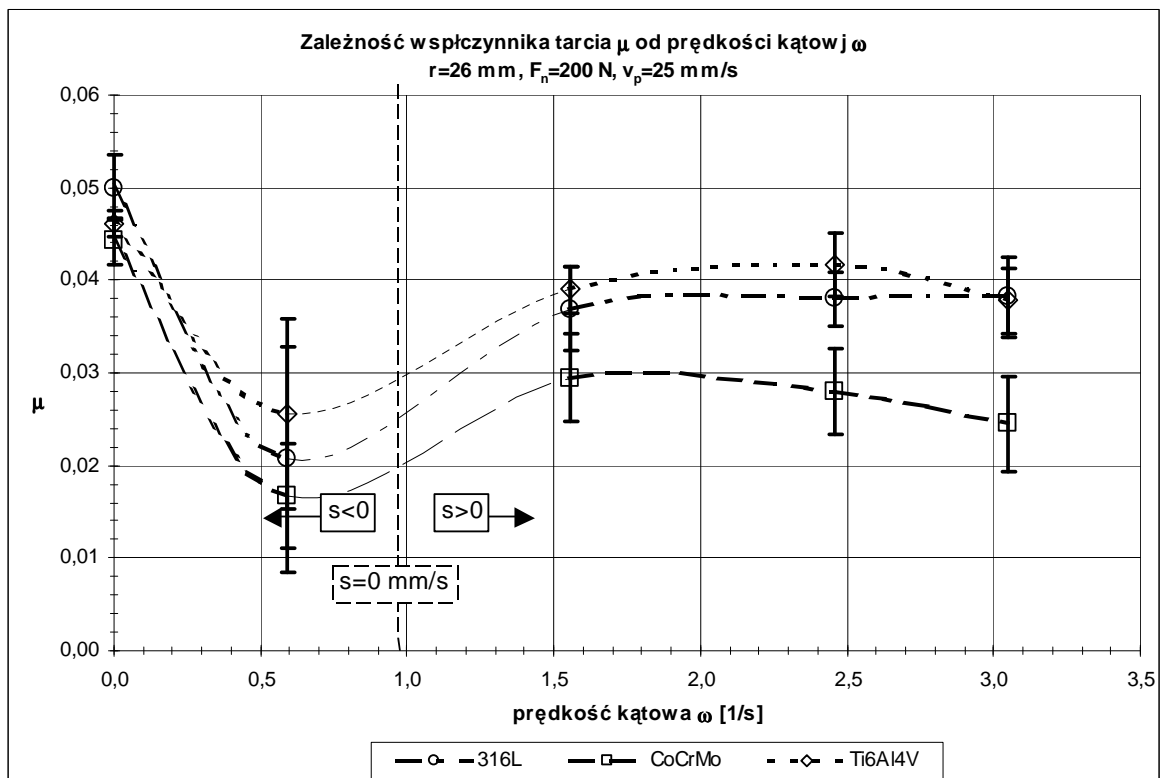
Rys. 62. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości kątowej ω , próbka D, $v_p=20\text{ mm/s}$, $F_n=50\text{ N}$



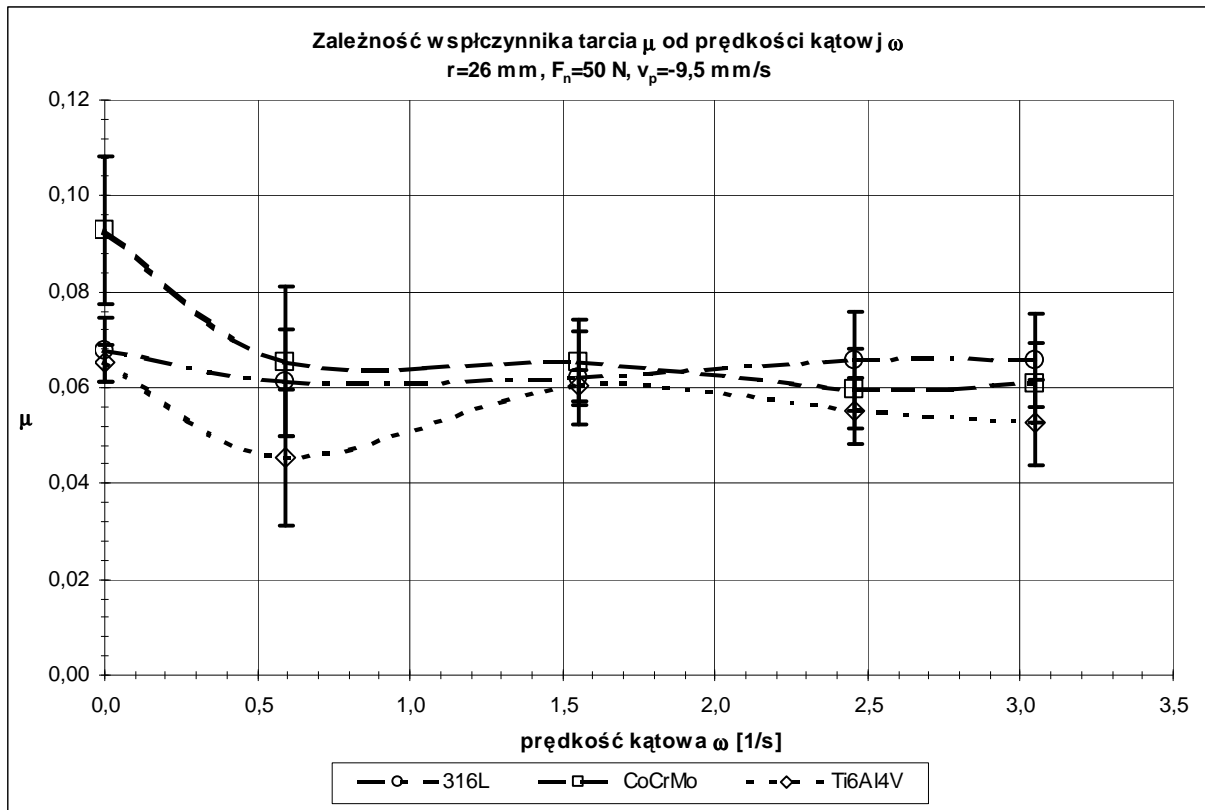
Rys. 63. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości kątowej ω , próbka D, $v_p=20\text{ mm/s}$, $F_n=200\text{ N}$



Rys. 64. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości kątowej ω , próbka C, $v_p=25\text{mm/s}$, $F_n=50\text{ N}$



Rys. 65. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości kątowej ω , próbka C, $v_p=25\text{mm/s}$, $F_n=200\text{ N}$



Rys. 66. Wartości współczynnika tarcia μ dla PE-UHMW współpracującego z różnymi materiałami metalicznymi w zależności od prędkości kątowej ω , dla ujemnej wartości prędkości posuwu $v_p=-9,5\text{ mm/s}$, próbka C, $F_n=50\text{ N}$

5.7 Wnioski z badań tribologicznych w złożonym ruchu toczno-ślizgowym

Na podstawie wyników uzyskanych z przeprowadzonego eksperymentu opracowane zostały wnioski, dotyczące przebiegu tarcia w uniwersalnym węzle tarcia endoprotezy stawu kolanowego.

5.7.1 Wpływ podstawowych parametrów eksperymentu (ω , v_p) na wartość współczynnika tarcia

Analizując wyniki badań tribologicznych w złożonym ruchu toczno-ślizgowym, wyraźnie widoczny jest wpływ podstawowych parametrów eksperymentu tzn. prędkości kątowej ω oraz prędkości posuwu v_p . Największe zmiany w wartości współczynnika tarcia μ występują pomiędzy wartościami skrajnymi przyjętego zakresu parametrów. Wyraźnie widoczny jest wpływ prędkości posuwu v_p na zmiany wartości współczynnika tarcia μ . Na wykresach umieszczonych na rys. 55, 56 oraz na rys. od 58 do 61, można zauważyć podwyższone wartości współczynnika tarcia μ dla wartości prędkości posuwu równej $v_p=0\text{ mm/s}$. Wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla ruchu bez przesuwu są nawet dwukrotnie wyższe niż wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla pozostałych punktów pomiarowych. Zjawisko to powtarzało się dla wszystkich wartości prędkości

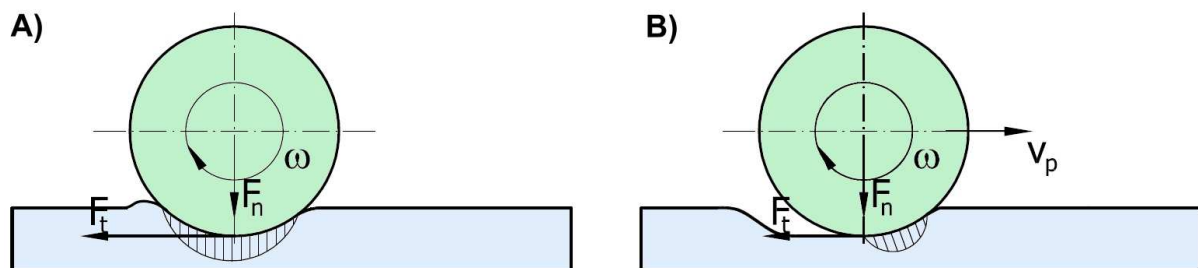
kątowej oraz wszystkich skojarzeń materiałowych. W przypadku braku przesuwu ($v_p=0$) w trakcie tarcia praktycznie nie dochodzi do przemieszczania odkształceń materiału polimerowego na jego powierzchni w skali makroskopowej, związanego z ruchem próbki względem przeciwpróbki (płytki polimerowej). Wydaje się zatem, że w tym przypadku wartość współczynnika tarcia powinna być mniejsza, a nie większa jak ma to miejsce w rzeczywistości. Zjawisko to można wyjaśnić m.in. na podstawie analizy rozkładu nacisków w strefie styku przeprowadzonych na podstawie wyników analiz przeprowadzonych z wykorzystaniem modelu numerycznego. Zostaną one przedstawione w rozdziale 6.8.

Polietylen wykazuje własności lepkosprężyste, zatem odkształcenie występujące w materiale jest pochodną czasu. W przypadku tarcia, w którym następuje przesunięcie względem materiału polimerowego węzła tarcia dochodzi do odkształceń, które zanikają po pewnym czasie. Przeciwpróbka wykonana z materiału polimerowego nie powraca sprężysto do kształtu jaki posiadała przed odkształceniem jej przez powierzchnie próbki. Przesuwanie węzła tarcia powoduje zmniejszenie w znacznym stopniu powierzchni styku. Wartość siły tarcia jest ściśle zależna od wielkości powierzchni styku S (26).

$$F_t = \int_S \mu \cdot p \, dS \quad (26)$$

Zmniejszenie nominalnej powierzchni styku przy określonym obciążeniu powoduje zwiększenie średniego nacisku jednostkowego p . Zgodnie z wynikami badań tribologicznych opisanych w rozdziale 5.4 oraz przeprowadzoną analizą literatury (rozdział 2.3.3) zwiększenie nacisku jednostkowego p prowadzi do zmniejszenia wartości współczynnika tarcia. W związku z powyższym znaczny spadek wartości siły tarcia F_t podczas wprowadzenia składowej posuwu, wskazuje na wyraźne zmniejszenie powierzchni styku w węźle tarcia.

Na rys. 67 przedstawiono schematycznie mechanizm odkształcania lepkosprężystego płytki polimerowej na skutek przesuwania strefy styku względem materiału polimerowego.

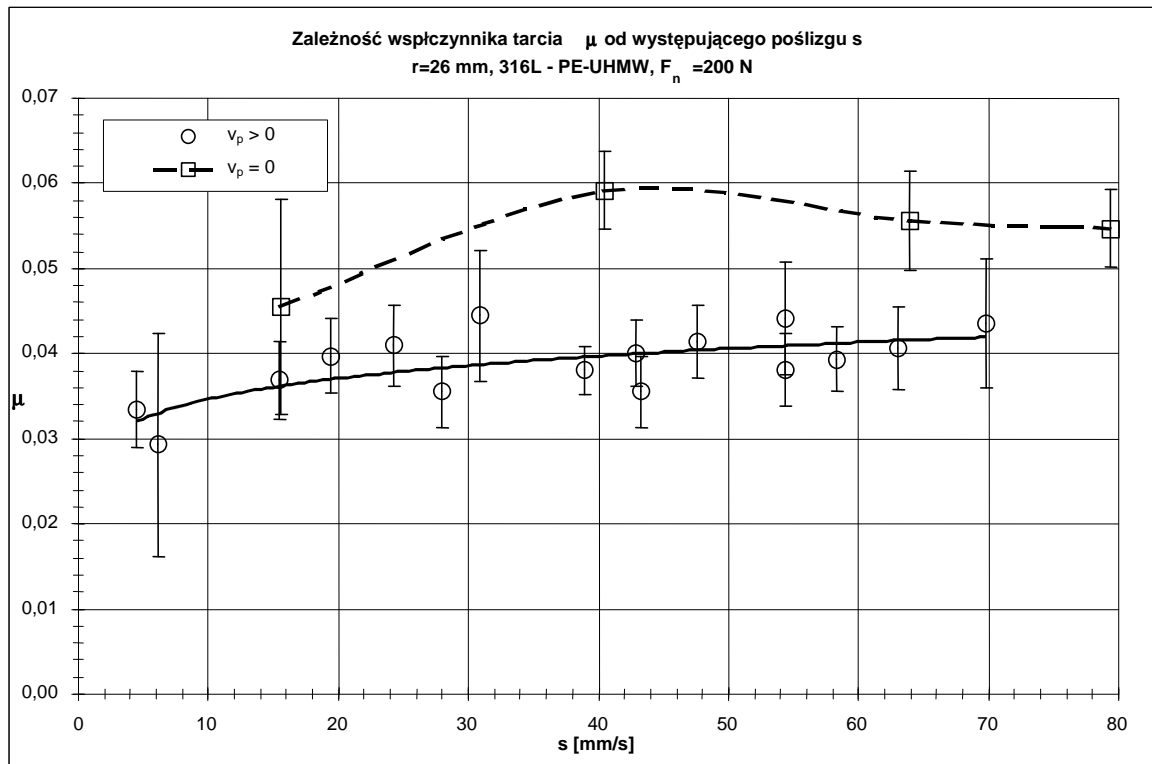


Rys. 67. Schemat odkształcania się materiału polimerowego oraz wielkość powierzchni styku w różnych warunkach kinematycznych tarcia. A) tarcie bez przemieszczania się strefy styku względem materiału polimerowego ($v_p = 0$ mm/s), B) tarcie w złożonym ruchu toczno-ślizgowym ($v_p > 0$, $s > 0$)

W przypadku analizy zmian współczynnika tarcia μ w zależności od prędkości kątowej ω można zauważyć również pojawiające się znaczne „wahania” jego wartości (rys. 64 oraz 65). Znaczne zmniejszenie się wartości współczynnika tarcia dla niektórych wartości prędkości kątowej ω jest spowodowane zmianami w wartościach poślizgu geometrycznego s . Pojęcie poślizgu zdefiniowane w rozdziale 4.3 opisane zostało jako różnica składowej prędkości ślizgania wynikającej z obrotu próbki oraz składowej prędkości poślizgu wynikającej z prędkości posuwu v_p . W przyjętym planie eksperymentu występują

punkty, dla których poślizg s przyjmuje wartości ujemne. Taka sytuacja występuje w przypadku założenia małej prędkości kątowej ω oraz dużej prędkości posuwu v_p . Mimo braku tego typu stanu kinematycznego w endoprotezie stawu kolanowego, autor zdecydował o pozostawieniu w planie eksperymentu punktów, dla których poślizg s przyjmuje wartości ujemne, aby poszerzyć zakres analizowanych procesów i zjawisk zachodzących podczas tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym.

W hipotetycznym przypadku braku poślizgu $s=0$ mm/s (czyste toczenie) opory tarcia związane są jedynie z deformacją materiałów trących. Należy zauważyć, że w przypadku materiałów charakteryzujących się małymi modułami sprężystości E , dochodzi do znacznych poślizgów deformacyjnych [64]. Pomimo niewystępowania w żadnym z punktów planu eksperymentu zerowej wartości poślizgu s , wyraźnie widoczne jest zmniejszenie wartości współczynnika tarcia μ gdy wartość poślizgu s zbliża się do zera (rys. 68). Wskazuje to na dominujący wpływ tarcia ślizgowego na wartość oporów tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym. Reasumując można stwierdzić, iż wartość współczynnika tarcia rośnie wraz ze wzrostem bezwzględnej wartości poślizgu $|s|$.



Rys. 68. Zmiana współczynnika tarcia μ w zależności od występującego poślizgu geometrycznego s w przypadku występującego posuwu ($v_p > 0$) oraz przy jego braku ($v_p = 0$). 316L – PE-UHMW, $r=26$ mm, $F_n=200$ N.

Należy zwrócić również uwagę na fakt, iż dla przypadków, w których wartość prędkości kątowej ω jest równa zero (czyste ślizganie), wartość współczynnika tarcia μ nie odbiega znacząco od wartości współczynnika tarcia μ , dla których $\omega > 0$, a poślizg s posiada zbliżoną wartość. Wskazuje to na mały wpływ bezwzględnej prędkości poślizgu na wartości współczynnika tarcia μ . Wnioski te potwierdzają wyniki porównania wartości współczynnika tarcia dla tych samych wartości prędkości kątowej ω .

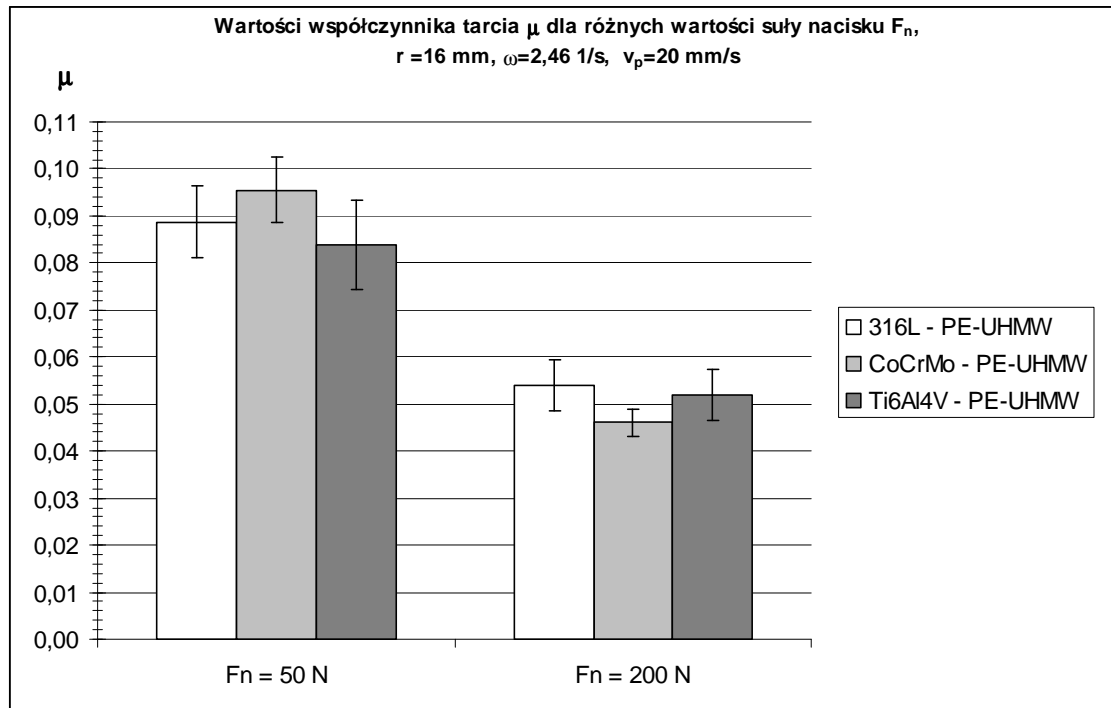
Wyznaczone wartości współczynnika tarcia uzyskane na podstawie badań prowadzonych dla ujemnej wartości prędkości posuwu $v_p < 0$ mm/s, wskazują na podobny mechanizm tarcia jak w przypadku dodatnich prędkości posuwu. Na rys. 66 przedstawione zostały wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone dla prędkości posuwu

$v_p = -9,5$ mm/s. Analogicznie jak dla wyników uzyskanych dla prędkości dodatnich wyraźnie widoczne jest znaczne zwiększenie wartości współczynnika μ przy braku posuwu ($v_p = 0$ mm/s). Wyraźnie widoczne jest to na wykresach zamieszczonych na rys. 55 oraz 66.

Analizując zestawienia wartości współczynników tarcia dla różnych skojarzeń materiałowych pary trącej, można stwierdzić, iż rodzaj materiału metalowego współpracującego z PE-UHMW nie ma znaczącego wpływu na wartości współczynnika tarcia μ . Podobnie jak w przypadku badań w styku rozłożonym większy wpływ na wartość współczynnika tarcia może mieć (na podstawie analizy literaturowej) chropowatość powierzchni elementów trących oraz rodzaj i lepkość płynu smarującego.

5.7.2 Wpływ dodatkowych parametrów eksperymentu (F_n , r) na wartość współczynnika tarcia

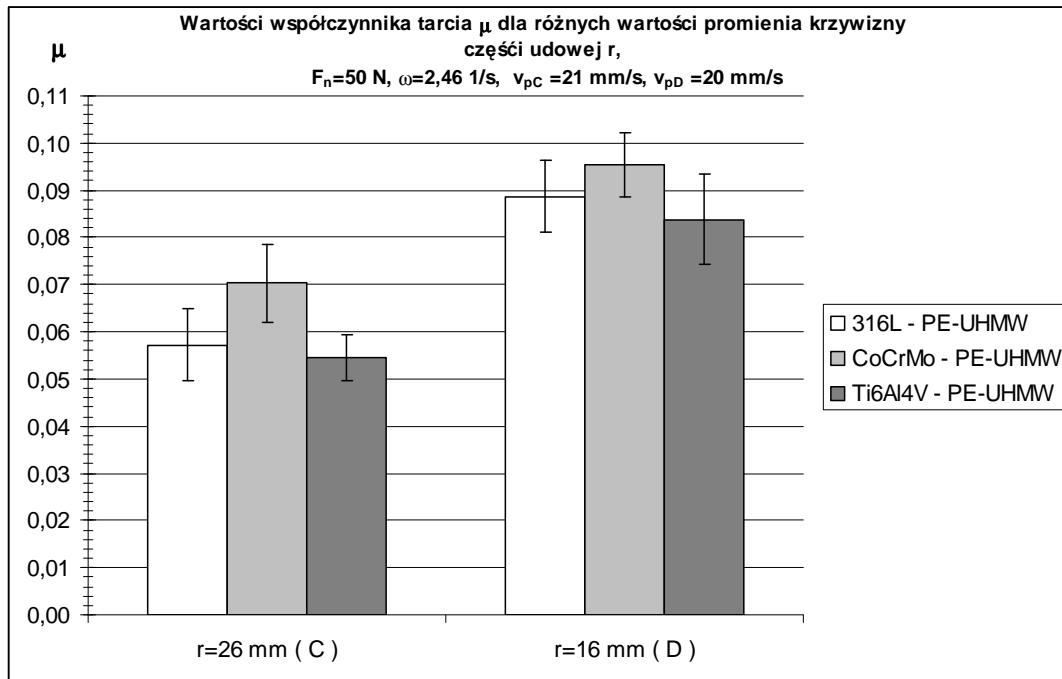
Na podstawie przeprowadzonych badań tribologicznych w złożonym ruchu toczno-ślizgowym, określono wpływ dodatkowych parametrów eksperymentu (siła nacisku F_n , oraz promień krzywizny części udowej – r) na wartość współczynnika tarcia μ .



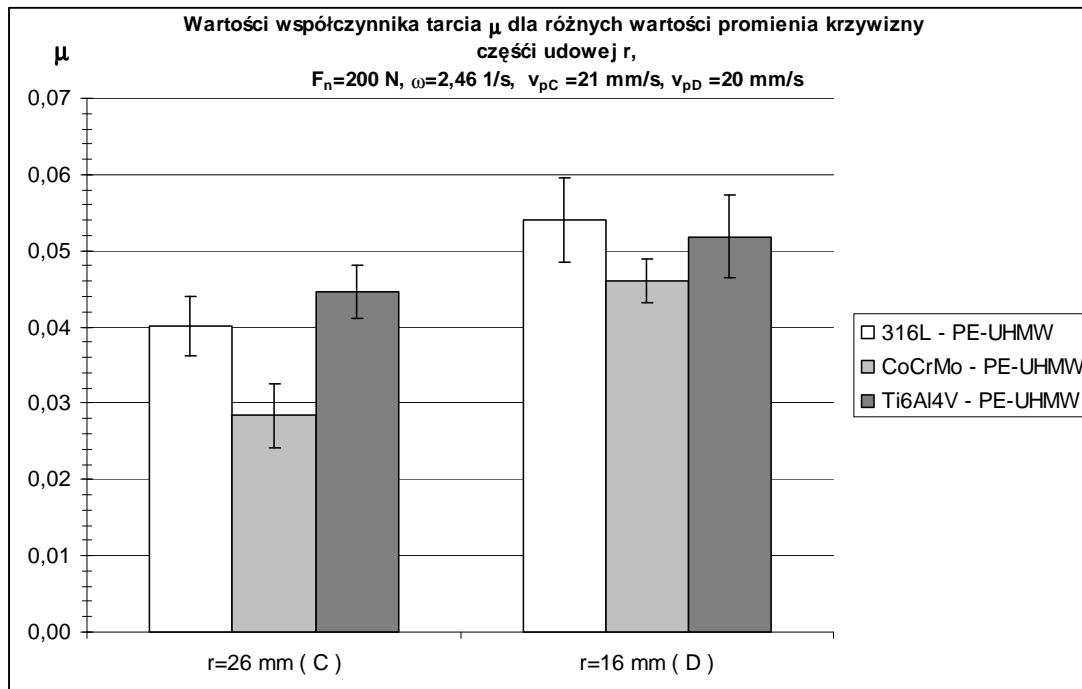
Rys. 69. Wpływ siły nacisku F_n na wartość współczynnika tarcia μ dla różnych par trących.

Analizując wyznaczone wartości współczynnika tarcia μ , można stwierdzić jednoznacznie, iż podczas tarcia, w którym siła nacisku wynosiła $F_n = 200$ N wartości współczynnika tarcia μ były znacznie mniejsze niż podczas tarcia w którym siła nacisku wynosiła $F_n = 50$ N (rys. 69). Wyniki te potwierdzają dane uzyskane na podstawie badań tarcia w styku rozłożonym. Zwiększenie wartości siły nacisku F_n zwiększa wartości nacisków jednostkowych p , występujących w strefie styku węzła tarcia. Wartości współczynnika tarcia μ wyznaczone podczas badań w styku rozłożonym, wykazują mniejsze wartości dla większych nacisków jednostkowych p . Porównując wyniki przedstawione na rys. 60 oraz 61, można zauważyć różnice w wartościach współczynnika tarcia sięgające nawet 50 % przy zmianie wartości siły nacisku F_n .

Wpływ promienia krzywizny metalowej próbki na wartości współczynnika tarcia μ został przedstawiony w postaci wykresów słupkowych na rys. 70 oraz rys. 71.



Rys. 70. Wpływ promienia krzywizny części udowej r na wartość współczynnika tarcia μ dla różnych par tarczą, $F_n = 50 \text{ N}$.



Rys. 71. Wpływ promienia krzywizny części udowej r na wartość współczynnika tarcia μ dla różnych par tarczą, $F_n = 200 \text{ N}$.

Można zauważyć, iż dla większego promienia krzywizny ($r = 26 \text{ mm}$), uzyskane wartości siły tarcia F_t są mniejsze niż w porównaniu do uzyskanych dla próbki o mniejszym

promieniu krzywizny ($r=16$ mm). Uzyskane różnice w wartościach współczynnika tarcia μ sięgają 10÷40 %. Zmiany w wartościach współczynnika tarcia μ można tłumaczyć zwiększeniem deformacji materiału polimerowego w przypadku jego współpracy z metalową próbką o mniejszym promieniu $r=16$ mm. Potwierdzeniem tej tezy może być analiza różnic występujących w wartościach współczynnika tarcia μ dla tarcia bez składowej posuwu ($v_p = 0$ mm/s) oraz podczas występowania prędkości posuwu. Obserwowane różnice są większe dla próbek o mniejszym promieniu krzywizny $r=16$ mm, niż dla próbek o promieniu krzywizny $r=26$ mm. Większe wartości deformacji płytki polimerowej powodują zwielokrotnienie efektu zmniejszenia powierzchni styku (opisanego w rozdziale 5.7.1) wynikającego z lepkosprężystych własności polietylenu.

5.7.3 Podsumowanie

Na podstawie przeprowadzonych badań w złożonym ruchu toczno-ślizgowym, oraz analizy uzyskanych wyników można stwierdzić, iż na wartości współczynnika tarcia μ charakteryzującego uniwersalny węzeł tarcia endoprotezy stawu kolanowego znaczący wpływ mają:

- przemieszczanie się podczas tarcia miejsca styku współpracujących elementów pary trącej węzła tarcia względem elementu polimerowego (występowanie prędkości posuwu v_p),
- wartość siły nacisku F_n – obciążenie węzła tarcia,
- promień krzywizny elementu metalowego (części udowej endoprotezy),
- wartość występującego poślizgu s .

Parametrami wpływającymi w niewielkim stopniu na wartość współczynnika tarcia μ , w analizowanym węźle tarcia są:

- wartość bezwzględna prędkości kątowej ω ,
- wartość bezwzględna prędkości posuwu v_p (dla przedziału $v_p > 0$ mm/s),
- rodzaj skojarzonego z PE-UHMW materiału metalicznego.

W kontekście otrzymanych wyników, problematyczne wydaje się zatem wyznaczenie szczegółowych charakterystyk zmian współczynnika tarcia μ od nacisku jednostkowego oraz prędkości poślizgu dla różnych skojarzeń materiałowych pary trącej.

Należy podkreślić, iż charakter zmian tarcia występującego w analizowanym węźle tarcia w badanych zakresach parametrów eksperymentu ma charakter „nieciągły”. W przypadku zmian kierunku poślizgu s , a także w sytuacji występowania lub niewystępowania prędkości posuwu v_p dochodzi do istotnych zmian charakteru procesów tribologicznych co wpływa znacząco na wartości oporów tarcia. Podjęte próby matematycznego opisu przebiegu tarcia w zależności od parametrów eksperymentu poprzez funkcje regresji nie przyniosły pozytywnych rezultatów. Opis modelu tarcia występującego w węzłach tarcia endoprotezy stawu kolanowego nie jest bowiem możliwy w postaci funkcji ciągłej.

6 Model uniwersalnego węzła tarcia opracowany w oparciu o metodę elementów skończonych

W ramach realizacji przyjętego celu pracy niezbędne było opracowanie i zweryfikowanie modelu tarcia występującego w endoprotezie stawu kolanowego w oparciu o metodę elementów. Opracowany został model numeryczny uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego (rozdział 4.2).

Przeprowadzone badania tribologiczne w styku rozłożonym dostarczyły informacji na temat zmian wartości współczynnika tarcia w zależności od parametrów tarcia (p , v_s). Informacje uzyskane z badań tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym nie wyjaśniają w sposób bezpośredni mechanizmu tarcia. Zastosowanie metody elementów skończonych do opracowania modelu numerycznego węzła tarcia pozwala na analizę wielu czynników nie będących przedmiotem badań eksperymentalnych, a wpływających bezpośrednio na tarcie.

Należy podkreślić przydatność tego typu modeli w analizie szeregu zjawisk występujących podczas tarcia. Prace opisane w rozdziale 2.3.8 potwierdzają przydatność i uniwersalność modelowania tarcia z wykorzystaniem metod numerycznych.

W kontekście przyjętego celu pracy, zastosowanie metody elementów skończonych jest jak najbardziej uzasadnione. Znaczne różnice w istniejących rozwiązaniach konstrukcyjnych implantów stawu kolanowego wpływają na zmiany samego węzła tarcia. Niezbędne jest więc aby opracowany model tarcia był modelem uniwersalnym, mogącym być łatwo adaptowanym do konkretnego rozwiązania konstrukcyjnego. Zastosowanie modelu numerycznego pozwoliło na uzyskiwanie informacji dotyczących:

- oporów tarcia (parametr będący podstawą weryfikacji modelu numerycznego),
- powierzchni styku występującej w węźle tarcia,
- rozkładu nacisków w strefie styku,
- rozkładu naprężeń i odkształceń występujących w elemencie polimerowym.

Do opracowania modelu numerycznego oraz przeprowadzenia obliczeń wykorzystano pakiet Abaqus CAE 6.1.

6.1 Uproszczenia modelu numerycznego

W opracowanym modelu numerycznym przyjęto do analizy uniwersalny węzeł tarcia, identyczny jak w przypadku badań eksperymentalnych. Nominalne wielkości geometryczne próbki i przeciwpróbki były takie same jak w przypadku badań w złożonym ruchu toczno – ślizgowym (rozdział 5.2). Przyjęte założenia miały na celu umożliwienie weryfikacji modelu numerycznego poprzez porównanie wyników symulacji z uzyskanymi wynikami badań tribologicznych. Dodatkowo w modelu wirtualnym przyjęto szereg innych uproszczeń takich jak:

- 1) prowadzenie obliczeń statycznych - „quasi dynamicznych” (zamiast dynamicznych),
- 2) zastosowanie modelu ciała sprężysto-plastycznego do opisu materiału polimerowego (lepkosprężystego),
- 3) zastąpienie powierzchni części udowej węzła tarcia endoprotezy przez nieodkształcalną powłokę,

- 4) zawężenie obszaru analizowanego węzła tarcia (elementu polimerowego) do wąskiego wycinka ($l=10$ mm),
- 5) zmniejszenie odcinka tarcia ($l_t = 0,1$ mm).

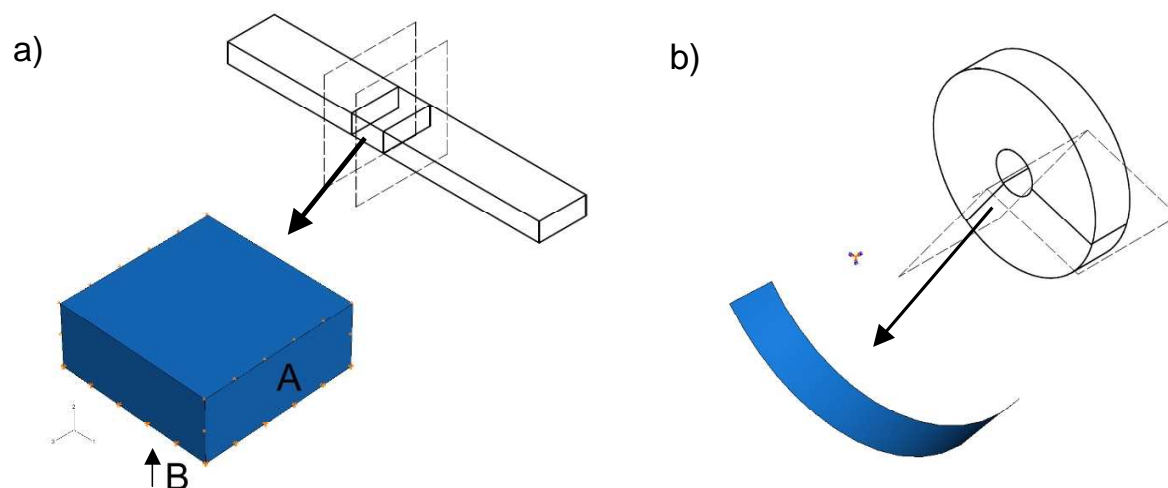
Celem przyjętych uproszczeń było zmniejszenie liczby niezbędnych obliczeń wykonywanych w trakcie symulacji komputerowych. Wpływ wymienionych uproszczeń zostanie dokładniej opisany w kolejnych rozdziałach.

6.2 Postać geometryczna węzła tarcia w modelu numerycznym

Wirtualne odwzorowanie węzła tarcia nie wymaga odwzorowania całości elementów trących. Zastosowanie odpowiednich warunków brzegowych może zastąpić wpływ elementów działających na przebieg procesu tarcia, bez umieszczania ich jako części modelu.

Własności mechaniczne materiału polimerowego, a zwłaszcza mała wartość modułu sprężystości E , nie powoduje znacznego rozprzestrzeniania się naprężeń wewnątrz materiału na skutek obciążeń. Dlatego też możliwe było przyjęcie do analizy jedynie krótkiego wycinka pary trącej. Stosując uproszczenia 3 i 4 opisane w rozdziale 6.1, opracowana została postać geometryczna modelu numerycznego.

Płytkę polimerową przeciwelementu zastąpiono wycinkiem płytki o długości $l=10$ mm (rys. 72a). Wpływ pominiętych części przeciwpróbki na węzeł tarcia został uwzględniony poprzez zastosowanie odpowiednich warunków brzegowych opisanych w dalszej części pracy (rozdział 6.5). Długość wycinka została wyznaczona na podstawie wstępnie wyznaczonych wartości naprężeń oraz odkształceń na krawędziach wycinka przeciwpróbki. Zgodnie z przyjętym kryterium, wartości naprężeń zredukowanych σ_{red} wg. hipotezy Hubera przy największym zadawanym obciążeniu nie mogły przekraczać na krawędziach wartości 0.2 MPa. Wycinek o długości 10 mm, spełniał to kryterium.



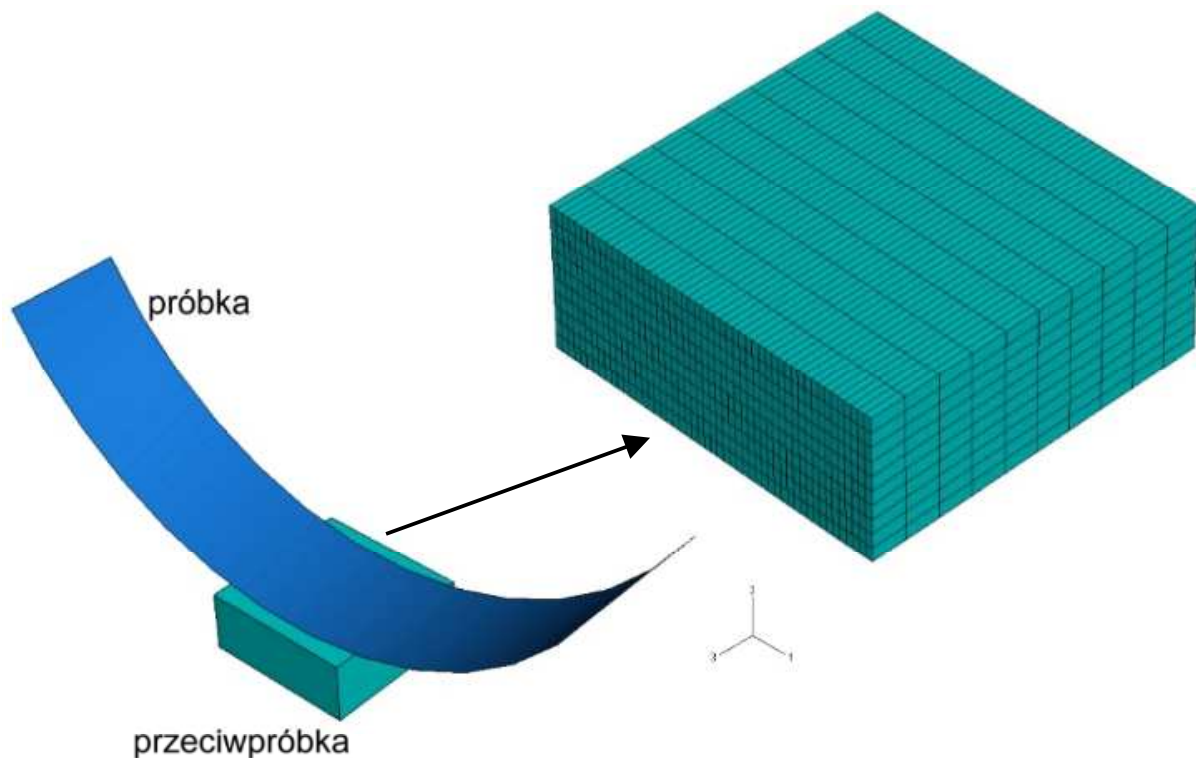
Rys. 72. Postać geometryczna elementów węzła tarcia zastosowanych w modelu numerycznym,
 a) wycinek przeciwpróbki (płytki polimerowej): A – powierzchnia boczna, B – powierzchnia spódna,
 b) wycinek powierzchni walcowej próbki.

Postać elementu metalowego przyjęta w modelu numerycznym węzła tarcia została odwzorowana przez nieodkształcalną powłokę. Promień krzywizny walcowej powłoki

odpowiadała promieniowi r próbek stosowanych w badaniach eksperymentalnych opisanych w rozdziale 5.2. Powierzchnie walcową próbki ograniczono do wycinka zawartego w zakresie kątowym 120° . Na rys. 72b przedstawiono przyjęte odwzorowanie powierzchni walcowej próbki.

Analizując dane wytrzymałościowe materiałów stosowanych w alloplastyce stawu kolanowego, można stwierdzić, iż występują znaczne różnice w wartościach modułów sprężystości E pomiędzy materiałem polimerowym a materiałami metalicznymi. Efektem tego są znaczne różnice odkształceń pomiędzy elementami metalowymi a polimerowymi. W szacunkowych obliczeniach, wartości odkształceń elementów polimerowych w stosunku do elementów metalowych były ponad 200-krotnie większe. Zastosowanie w modelu numerycznym nieodkształcalnej powłoki znacznie uprościło procedurę obliczeniową bez znacznego wpływu na uzyskane wyniki. Tego rodzaju uproszczenia były stosowane z powodzeniem w badaniach numerycznych oporów tarcia łożysk polimerowych [160].

Szerokość płytki polimerowej, oraz szerokość powierzchni walca przyjęte w modelu MES, były takie same jak dla próbek stosowanych w badaniach tribologicznych opisanych w rozdziale 5.2. Postać całkowita modelu geometrycznego pary trącej przedstawiona została na rys. 73.



Rys. 73. Postać geometryczna węzła tarcia oraz podział płytki polimerowej na elementy skończone przyjęte w modelu wirtualnym.

Model geometryczny płytki polimerowej podzielony został na elementy bryłowe (heksadryczne [116]), ośmiowęzłowe, oznaczone w pakiecie Abaqus symbolem C3D8R. Całość bryły przeciwpróbki podzielona została na elementy tej samej wielkości w celu minimalizacji czasu obliczeń. Podział płytki na elementy skończone przedstawiony został na rys. 73.

Całkowita liczba elementów skończonych zastosowanych w modelu wynosiła $5000+1$. Podejmowane były próby zagęszczenia podziału na elementy skończone, jednakże

różnice w otrzymanywanych wynikach siły tarcia nie przekraczały 0.01 %, natomiast znacznie wydłużały czas obliczeń w trakcie symulacji.

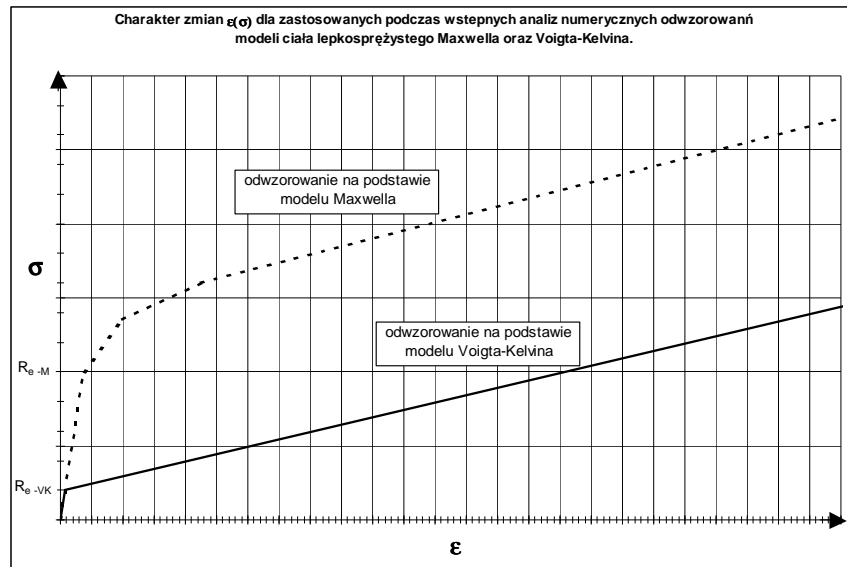
6.3 Model własności mechanicznych materiału polimerowego

Istotny wpływ na wyniki obliczeń numerycznych ma właściwy dobór własności mechanicznych materiałów zastosowanych na elementy modelowanego węzła tarcia. Zgodnie z przedstawionymi w rozdziale 2.3.1, modelami ciała lepkosprężystego wartość odkształcenia materiału polimerowego jest zależna m.in. od czasu trwania obciążenia. Zastosowanie w obliczeniach numerycznych symulacji quasi-dynamicznych (statycznych) stanowi uproszczenie, które eliminuje wpływ czasu na własności mechaniczne materiału w rozpatrywanych modelach. Wymaga to jednak odpowiedniej transformacji modelu mechanicznego materiału. W przypadku klasycznych modeli ciała lepkosprężystego (Maxwella i Voigta-Kelvina), niezbędne było zastąpienie ich innymi modelami materiałowymi, których zachowanie w danej chwili działania obciążenia będzie podobne do zachowania ciała lepkosprężystego.

W opracowanym modelu numerycznym uniwersalnego węzła tarcia dla polietylenu przyjęto model mechaniczny ciała sprężysto-plastycznego. Dla nieskończenie krótkiego odcinka czasu (charakteryzującego symulacje quasi-dynamiczne) można przyjąć, że składowa odkształcenia wynikająca z lepkości materiału (zjawisko retardacji [83]) nie występuje. Zatem w pewnych warunkach odkształcenie „lepkie” może być zastąpione odkształceniem trwałym - plastycznym. W analizach „quasi-dynamicznych” uzasadnione jest więc zastąpienie modelu lepkosprężystego modelem sprężysto-plastycznym. Uproszczenie takie wymaga jednak zmian parametrów modelu (sprężystości podłużnej E oraz granicy plastyczności R_e) w zależności od analizowanej prędkości odkształceń postaciowych γ .

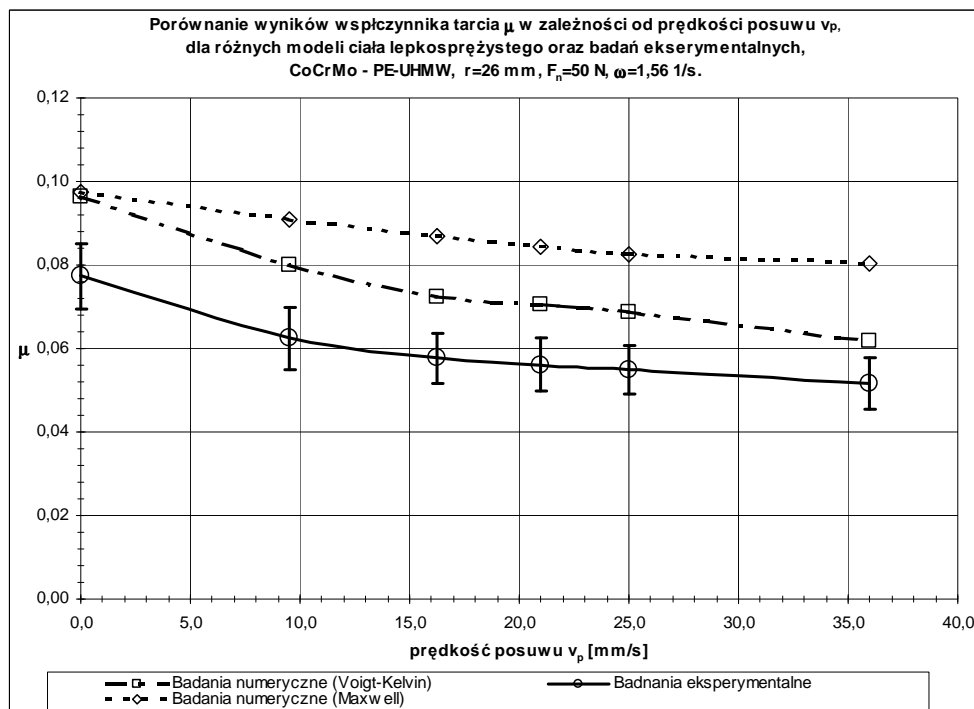
Analizując równania konstytutywne modelu Maxwella (3), oraz Voigta-Kelvina (2) opisane w rozdziale 2.3.1, należy zauważyć, że będą miały one odmienne odpowiedniki w modelu „quasi-dynamicznym”. W przypadku modelu Maxwella element sprężysty oraz lepki połączone są szeregowo, co w modelu quasi-dynamicznym można odwzorować ciałem sprężysto-plastycznym. W przypadku modelu Voigta-Kelvina po przyłożeniu obciążenia nie występują odkształcenia całkowicie sprężyste. Zatem odpowiednikiem w analizie quasi-dynamicznej byłby model ciała całkowicie plastycznego.

W celu wyboru modelu materiału polimerowego przeprowadzono wstępne obliczenia numeryczne dla obu przetransformowanych modeli ciała lepkosprężystego. Do opisu materiału polimerowego zastosowano model ciała sprężysto-plastycznego, przy czym w interpretacji modelu Voigta-Kelvina, zakres odkształceń sprężystych praktycznie wyeliminowano poprzez ograniczenie do minimum granicy plastyczności ($R_e=0,01$ MPa, rys. 74). Zastosowanie tego typu uproszczenia można interpretować również jako odzwierciedlenie modelu Burgersa (2.3.1).



Rys. 74. Odzworowania przyjętych modeli ciała lepkosprężystego poprzez modyfikację parametrów modelu ciała sprężysto-plastycznego zastosowanego w obliczeniach „quasi-dynamicznych”.

Porównanie wyników otrzymanych w oparciu o model Voigta-Kelvina oraz Maxwella prowadzi do stwierdzenia, że: bardziej zbliżone zarówno jakościowo oraz ilościowo do wyników badań eksperymentalnych są wyniki przeprowadzone dla symulacji opartych o model ciała Voigta-Kelvina. Porównanie przykładowych wyników badań numerycznych oraz badań eksperymentalnych dla tarcia w złożonym ruchu toczno ślizgowym przedstawiono na rys. 75.

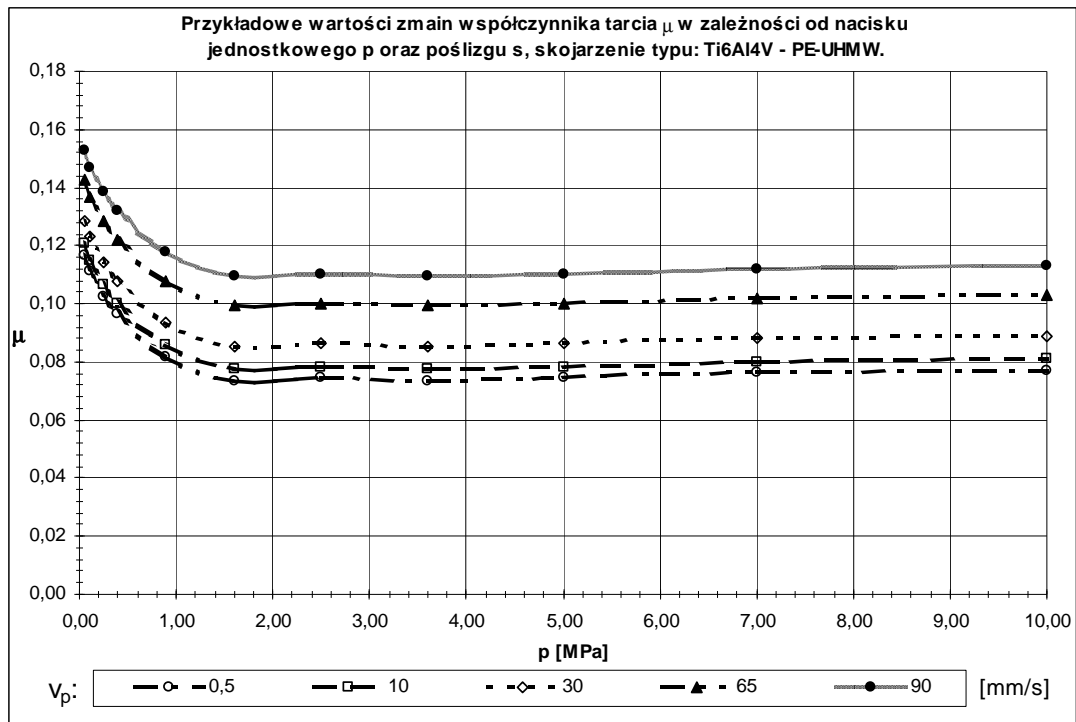


Rys. 75. Porównanie przykładowych wyników wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie obliczeń numerycznych (dla różnych modeli ciała lepkosprężystego) oraz badań eksperymentalnych. CoCrMo – PE-UHMW, $\omega=1,56$ 1/s, $r=26$ mm, $F_n=50$ N.

Parametry opisujące model ciała sprężysto-plastycznego przyjęto na podstawie danych materiałowych podanych przez producenta (załącznik nr 1). Wartość modułu sprężystości podłużnej przyjęto $E = 720$ MPa, a wartość ułamka Poissona wynosiła $\nu = 0,38$.

6.4 Oddziaływania pomiędzy powierzchniami trącymi w modelu wirtualnym

Zagadnienie kontaktowe w opracowanym modelu zostało opisane poprzez kontakt typu powierzchnia - powierzchnia. W celu określenia tarcia, występującego w modelowanej strefie styku, zdefiniowana została zależność pomiędzy wartością nacisku jednostkowego p oraz wartością poślizgu s , a wartością współczynnika tarcia μ . Charakter zmian współczynnika tarcia występującego w strefie styku zastosowany w modelu numerycznym posiadał charakter dyskretny, interpolowany liniowo przez program Abaqus. Wartości współczynnika tarcia μ wprowadzono w postaci tabelarycznej w zależności od wartości nacisku jednostkowego p oraz poślizgu s . Zastosowane wartości współczynnika tarcia zostały zamieszczone w załącznikach 2, 3 i 4. Ze względu na zastosowanie obliczeń „quasi-dynamicznych” (brak zmiennej czasu) jako parametr opisujący prędkość poślizgu s , wykorzystano wartość przesunięcia pomiędzy powierzchniami znajdującymi się w kontakcie. We wszystkich symulacjach przyjęto wycinkowy czas pracy węzła tarcia równy $t = 0,01$ s. Wartość czasu pracy węzła przyjęto tak aby nastąpiło ustabilizowanie zjawisk związanych z odkształceniem elementów trących w obszarze tarcia, a jednocześnie nie doszło do wyraźnego zwiększenia naprężeń na krawędziach przyjętego wycinka przeciwpróbki polimerowej. Dla takiego założenia przykładowo: wartość przesunięcia względno powierzchni trących równa $x = 0,1$ mm w tym czasie odpowiadała prędkości średniej równej 10 mm/s. Zgodnie z przyjętymi założeniami określono zależności współczynnika tarcia μ od przesunięcia względnego współpracujących powierzchni x , oraz nacisku jednostkowego p . Na rys. 76 przedstawiono przykładowe wartości współczynnika tarcia μ w zależności od nacisku jednostkowego p , dla kilku wartości przesunięcia współpracujących powierzchni x (odpowiednik v_p dla przyjętego wycinka czasu).



Rys. 76. Przykładowe charakterystyki zmian $\mu(p, v)$ zastosowane do opisu kontaktu w modelu numerycznym. Skojarzenie materiałowe typu Ti6Al4V – PE-UHMW.

W modelu numerycznym zdefiniowane zostały charakterystyki zmian $\mu(p, x)$ dla wszystkich rozpatrywanych rodzajów skojarzeń materiałowych. Zależność współczynnika tarcia od poślizgu (przesunięcia względnego powierzchni trących x) określono dla 10 różnych wartości tego parametru. Zależności te zostały opracowane na podstawie wyników z badań tribologicznych prowadzonych w styku rozłożonym (rozdział 5.4). Jako wartości współczynnika tarcia μ w definiowanych zależnościach kontaktu przyjęto, wyznaczone na podstawie badań w styku rozłożonym, wartości współczynnika tarcia μ' . Wartości prędkości poślizgu, których nie uwzględniono w planie eksperymentu badań tribologicznych w styku rozłożonym, określono na podstawie wyznaczonych funkcji trendu opisanych w rozdziale 5.4.

6.5 Wymuszenia kinematyczne –warunki brzegowe

Przyjęte w modelu numerycznym warunki brzegowe realizowane były poprzez zadawanie odpowiednich wielkości przemieszczeń i rotacji elementów modelu. Powierzchnia spodnia (B - rys. 72) wycinka przeciwpróbki polimerowej została unieruchomiona we wszystkich kierunkach poprzez założenie więzów na węzły elementów skończonych należące do tej powierzchni. Na powierzchni boczne (A - rys. 72) przeciwpróbki założono więzy uniemożliwiające ich przemieszczanie wzdłuż płytki polimerowej. Pomimo małych wartości przemieszczeń występujących na krawędziach wycinka próbki, zabieg ten został zastosowany w celu uwzględnienia wpływu na węzeł tarcia oddziaływań pochodzących od reakcji mechanicznych całego materiału próbki.

Mocowanie i obciążenia modelowanej powierzchni walca realizowane były poprzez punkt referencyjny, który został umieszczony na osi głównej wycinka walca.

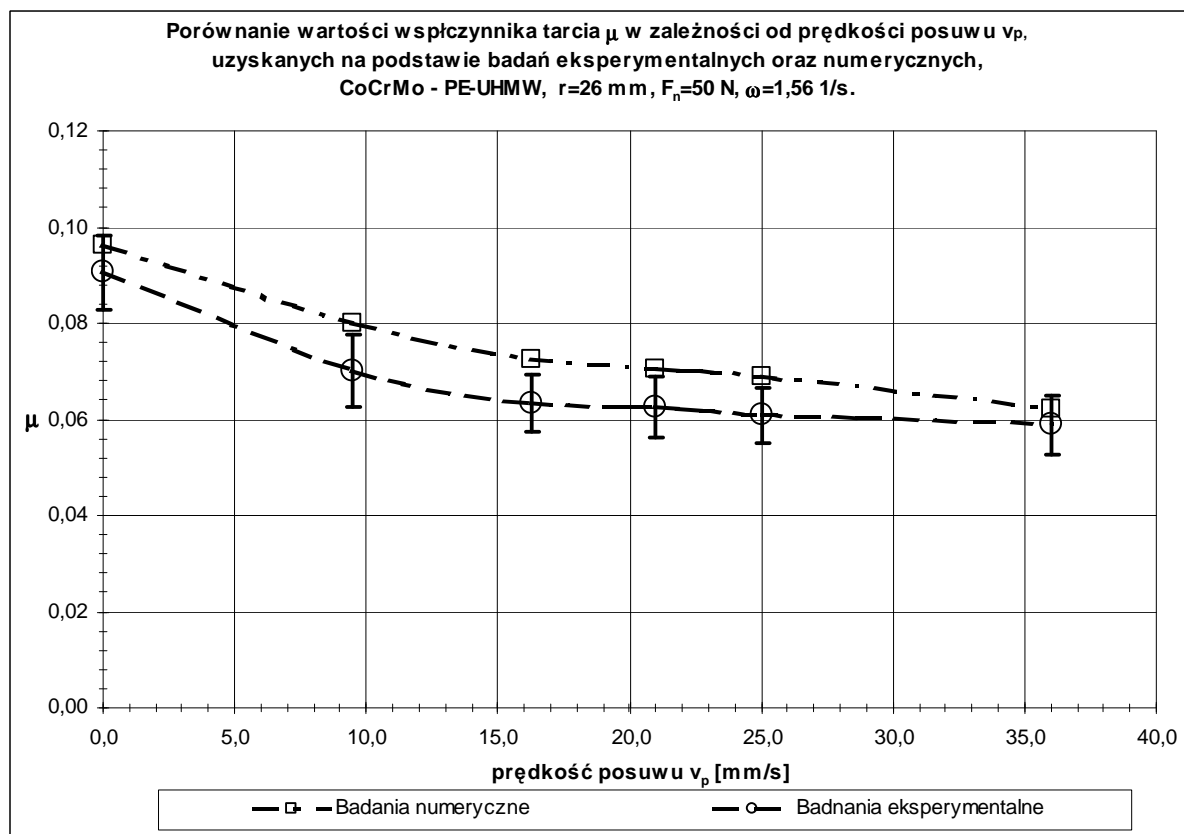
Złożenie ruchu toczno-ślizgowego realizowane było poprzez równoczesne zadawanie odpowiedniego stosunku rotacji i przesunięcia modelowanej powierzchni walcowej. W opracowanym modelu numerycznym wartość siły tarcia wyznaczano na podstawie wartości sił reakcji występujących w punkcie referencyjnym modelowanej powierzchni walca.

6.6 Weryfikacja modelu numerycznego

W celu potwierdzenie zgodności modelu numerycznego z modelem rzeczywistym uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego, porównano wyniki oporów tarcia uzyskane dla obu modeli. W tabelach od 17 do 20 przedstawione zostały wartości średnie współczynnika tarcia $\bar{\mu}$ uzyskane w badaniach eksperymentalnych na obiekcie rzeczywistym, oraz wyniki opracowane na podstawie obliczeń numerycznych μ_{MES} . W celu sprawdzenia zgodności opracowanych modeli porównanie przeprowadzono dla różnych wartości promienia krzywizny części udowej r , siły nacisku F_n , oraz skojarzenia materiałowego. W tabelach podano również wartości współczynnika korelacji R^2 , wyznaczonego dla uzyskanych wartości współczynnika tarcia $\bar{\mu}$ i μ_{MES} .

Tabela 17. Zestawienie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie obliczeń numerycznych - μ_{MES} , oraz średnich wartości współczynnika tarcia uzyskanych dla modelu rzeczywistego $\bar{\mu}$, (σ_s - odchylenie standardowe badań eksperymentalnych, R^2 – współczynnik korelacji)
CoCrMo - PE-UHMW, $r=26$ mm, $F_n=50$ N, $\omega=1,56$ 1/s.

v_p	μ_{mes}	$\bar{\mu}$	σ_s
0,0	0,096	0,091	0,008
9,5	0,080	0,070	0,008
16,3	0,073	0,063	0,006
21,0	0,070	0,063	0,006
25,0	0,069	0,061	0,006
36,0	0,062	0,059	0,006
[mm/s]	$R^2 = 0,979$		

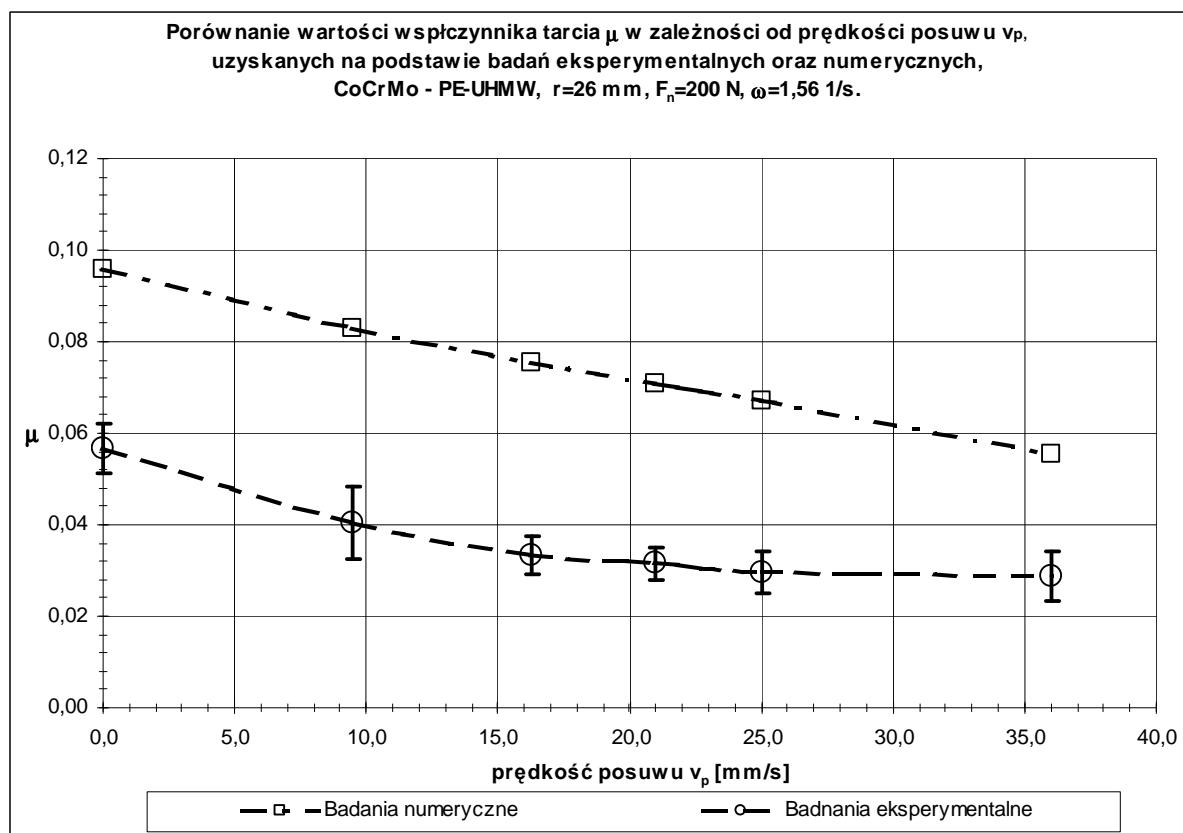


Rys. 77. Porównanie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie badań numerycznych oraz wyznaczonych eksperymentalnie na modelu rzeczywistym.
CoCrMo - PE-UHMW, $r=26$ mm, $F_n=50$ N, $\omega=1,56$ 1/s.

Jak można zauważyć istnieje wyraźna zgodność pomiędzy wynikami badań numerycznych oraz badań na obiekcie rzeczywistym. Różnica wartości współczynnika tarcia μ dla skojarzenia materiałowego typu CoCrMo – PE-UHMW dla wartości siły nacisku $F_n=50$ N oraz promienia krzywizny $r=26$ mm (rys. 77) nie przekracza w badanym zakresie prędkości posuwu v_p 15%.

Tabela 18. Zestawienie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie obliczeń numerycznych - μ_{MES} , oraz średnich wartości współczynnika tarcia uzyskanych dla modelu rzeczywistego $\bar{\mu}$, (σ_s - odchylenie standardowe badań eksperymentalnych, R^2 – współczynnik korelacji) CoCrMo - PE-UHMW, $r=26$ mm, $F_n=200$ N, $\omega=1,56$ 1/s.

v_p	μ_{mes}	$\bar{\mu}$	σ_s
0,0	0,096	0,057	0,005
9,5	0,083	0,041	0,008
16,3	0,076	0,033	0,004
21,0	0,071	0,032	0,004
25,0	0,067	0,029	0,005
36,0	0,055	0,029	0,005
[mm/s]	$R^2 = 0,923$		



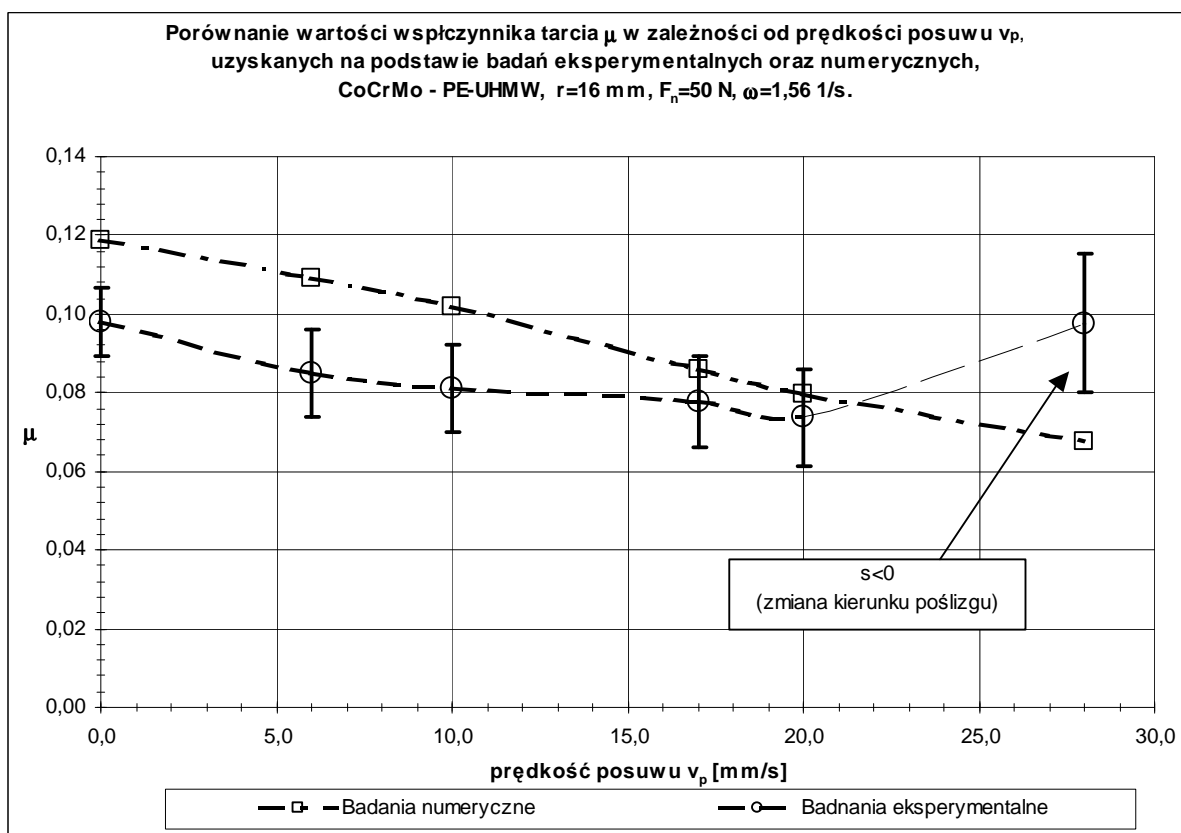
Rys. 78. Porównanie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie badań numerycznych oraz wyznaczonych eksperymentalnie na modelu rzeczywistym. CoCrMo - PE-UHMW, $r=26$ mm, $F_n=200$ N, $\omega=1,56$ 1/s.

Dla wartości nacisku $F_n=200$ N, różnica w wartościach współczynnika tarcia zwiększa się znacząco (dla $v_p=10\div 30$ mm/s ponad 50%, rys. 78). Pomimo znacznych różnic w wartościach współczynnika tarcia, można zauważyć zgodność jakościową charakteru zmian wartości współczynnika tarcia μ w stosunku do prędkości posuwu v_p .

Tabela 19. Zestawienie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie obliczeń numerycznych - μ_{MES} , oraz średnich wartości współczynnika tarcia uzyskanych dla modelu rzeczywistego $\bar{\mu}$, (σ_s - odchylenie standardowe badań eksperymentalnych, R^2 – współczynnik korelacji) CoCrMo - PE-UHMW, $r=16$ mm, $F_n=50$ N, $\omega=1,56$ 1/s.

v_p	μ_{mes}	$\bar{\mu}$	σ_s
0,0	0,119	0,098	0,009
6,0	0,109	0,085	0,011
10,0	0,102	0,081	0,011
17,0	0,086	0,078	0,011
20,0	0,080	0,074	0,012
28,0	0,068	0,098	0,018
[mm/s]	$R^2 = 0,930^*$		

* pominięto wartości dla $s < 0$

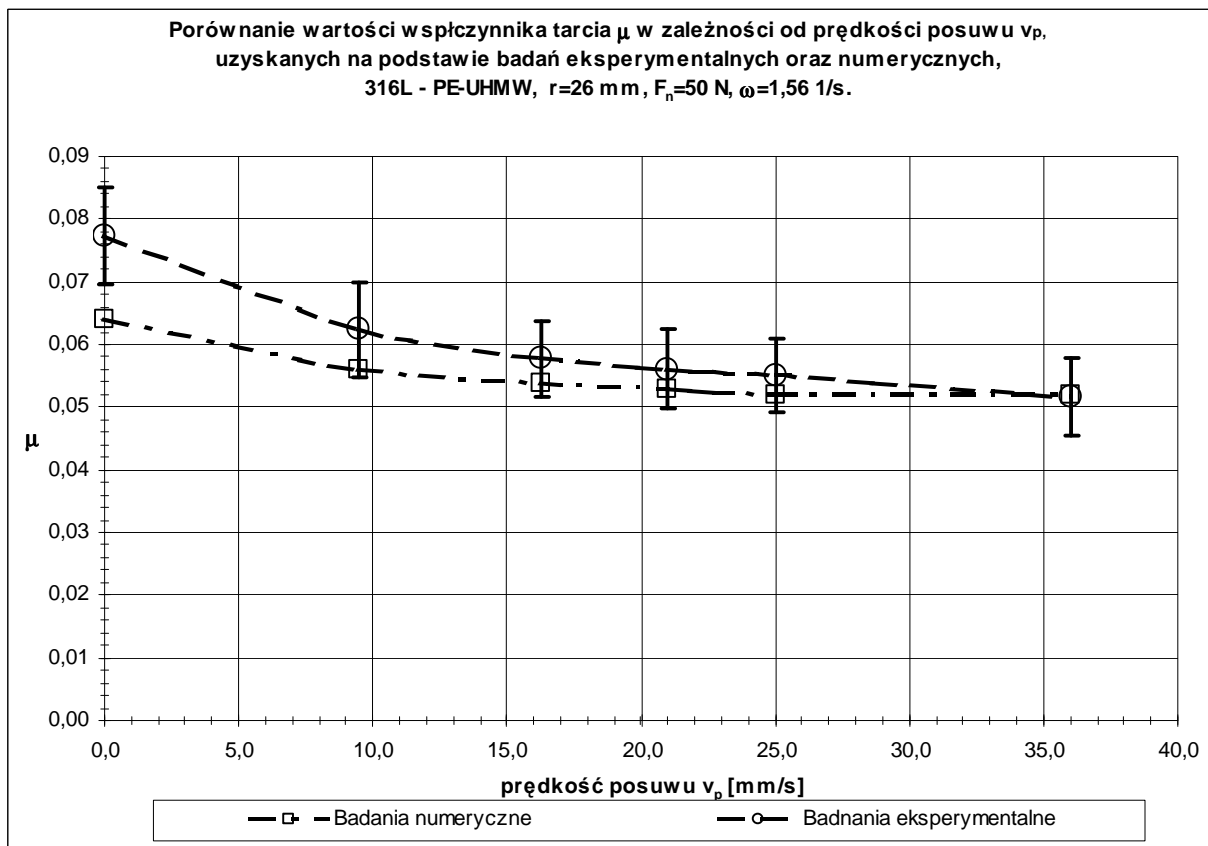


Rys. 79. Porównanie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie badań numerycznych oraz wyznaczonych eksperymentalnie na modelu rzeczywistym. CoCrMo - PE-UHMW, $r=16$ mm, $F_n=50$ N, $\omega=1,56$ 1/s.

Wartości współczynnika tarcia μ_{MES} uzyskane na podstawie obliczeń numerycznych dla promienia krzywizny części udowej $r=16$ mm (próbka typu D) posiadają zbliżone wartości do wyników uzyskanych z badań eksperymentalnych. Dla wartości prędkości poślizgu $v_p=28$ mm/s wartość poślizgu s staje się ujemna ($s=-0,04$ mm/s). Wyraźnie widoczny jest wzrost wartości współczynnika tarcia μ (rys. 79). Model numeryczny nie uwzględniał zmian kierunku poślizgu (taka sytuacja nie występuje w endoprotezie stawu kolanowego). Charakter zmian wartości współczynnika tarcia μ wyznaczony na podstawie modelu numerycznego jest ciągły. Występują zatem rozbieżności w wyznaczonych wartościach μ .

Tabela 20. Zestawienie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie obliczeń numerycznych - μ_{MES} , oraz średnich wartości współczynnika tarcia uzyskanych dla modelu rzeczywistego $\bar{\mu}$, (σ_s - odchylenie standardowe badań eksperymentalnych, R^2 – współczynnik korelacji)
316L - PE-UHMW, $r=26$ mm, $F_n=50$ N, $\omega=1,56$ 1/s.

v_p	μ_{mes}	$\bar{\mu}$	σ_s
0,0	0,064	0,077	0,006
9,5	0,056	0,062	0,008
16,3	0,054	0,058	0,007
21,0	0,053	0,056	0,007
25,0	0,052	0,055	0,006
36,0	0,052	0,052	0,007
[mm/s]	$R^2 = 0,990$		

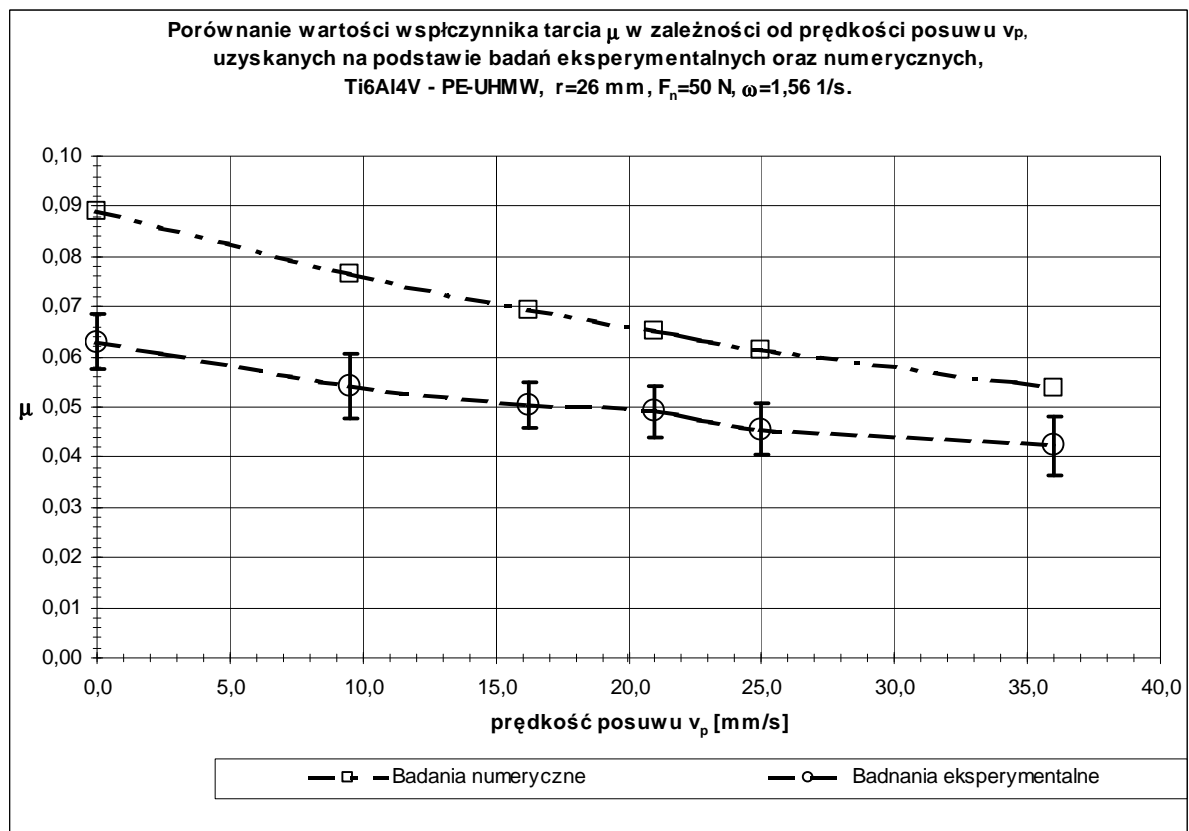


Rys. 80. Porównanie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie badań numerycznych oraz wyznaczonych eksperymentalnie na modelu rzeczywistym.
316L - PE-UHMW, $r=26$ mm, $F_n=50$ N, $\omega=1,56$ 1/s.

Analizując zgodność opracowanych modeli dla różnych skojarzeń materiałowych (rys. 80 oraz rys. 81) można zauważyć poprawne odwzorowywanie wartości współczynnika tarcia wyznaczonego z zastosowaniem metody elementów skończonych w stosunku do wartości μ pochodzących z badań eksperymentalnych. Najlepsza korelacja pomiędzy wynikami z modelu numerycznego oraz wynikami pomiarów tribologicznych istnieje dla skojarzenia materiałowego Ti6Al4V – PE-UHMW ($R^2=0,995$).

Tabela 21. Zestawienie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie obliczeń numerycznych - μ_{MES} , oraz średnich wartości współczynnika tarcia uzyskanych dla modelu rzeczywistego $\bar{\mu}$, (σ_s - odchylenie standardowe badań eksperymentalnych, R^2 – współczynnik korelacji) Ti6Al4V - PE-UHMW, $r=26$.

v_p	μ_{mes}	$\bar{\mu}$	σ_s
0,0	0,089	0,063	0,006
9,5	0,076	0,054	0,006
16,3	0,069	0,050	0,005
21,0	0,065	0,049	0,005
25,0	0,061	0,046	0,005
36,0	0,054	0,042	0,006
[mm/s]	$R^2 = 0,995$		



Rys. 81. Porównanie wartości współczynnika tarcia μ uzyskanych na podstawie badań numerycznych oraz wyznaczonych eksperymentalnie na modelu rzeczywistym. Ti6Al4V - PE-UHMW, $r=26$ mm, $F_n=50$ N, $\omega=1,56$ 1/s

Na podstawie analizy otrzymanych wyników, można stwierdzić, iż występuje zgodność jakościowa porównywanych modeli, numerycznego i rzeczywistego. Charakter zmian wartości współczynnika tarcia μ od przyjętych w planie eksperymentu parametrów ruchowych jest w opracowanych modelach jest podobny.

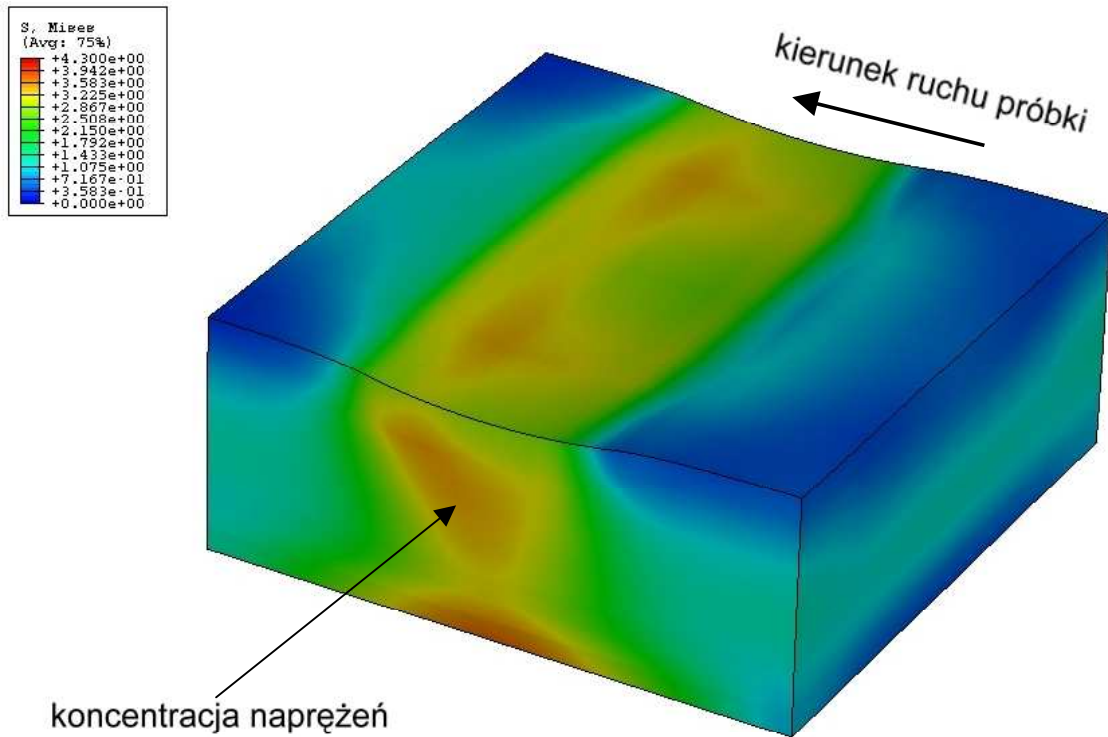
Różnice wartości współczynnika tarcia μ pomiędzy wynikami uzyskanymi przy pomocy metody elementów skończonych, oraz wynikami uzyskanymi z badań tribologicznych, dla obciążenia $F_n=50$ N nie przekraczają wartości 30%. Można zatem przyjąć, iż opracowany model numeryczny odzwierciedla w wystarczający sposób przebieg procesu tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym. W przypadku obciążeń siłą nacisku

$F_n=200$ N, występujące różnice w wyznaczonych oporach tarcia są większe niż w przypadku siły nacisku $F_n=50$ N. Pomimo występowania znacznych różnic (ponad 50% dla $F_n=200$ N) w porównywanych wartościach μ istnieje zgodność jakościowa opracowanych modeli. Potwierdzają to wartości współczynnika korelacji R^2 , które dla wszystkich rozpatrywanych przypadków przekraczają wartość 0,92. Świadczy to o dużej korelacji pomiędzy wynikami obliczeń numerycznych, a wynikami badań eksperymentalnych.

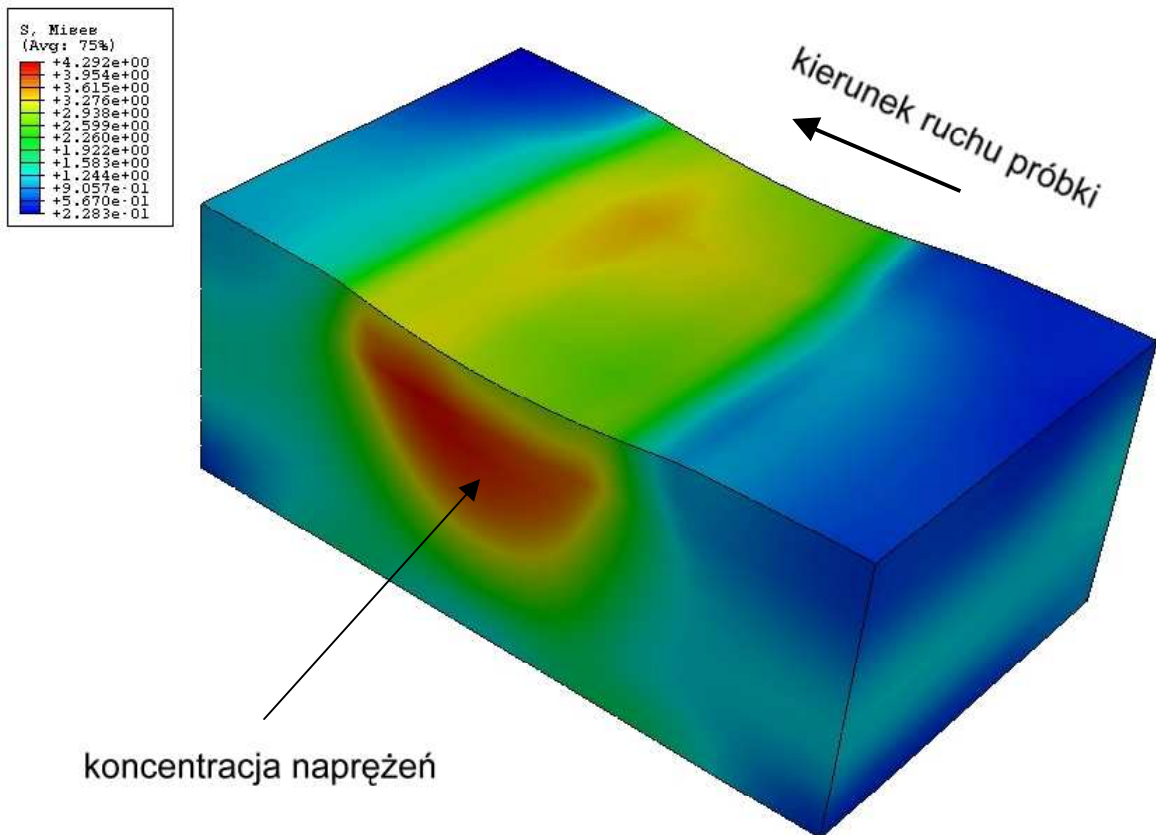
6.7 Analiza stanu naprężeń

Na podstawie wyników uzyskanych podczas obliczeń numerycznych możliwa jest analiza wielu zjawisk występujących w trakcie tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym. W tribologicznych badaniach eksperymentalnych praktycznie niemożliwe jest określenie rozkładu nacisków w strefie styku, czy rozkładu naprężeń pod powierzchnią tarcia. Na podstawie obliczeń przeprowadzonych w oparciu o opracowany model numeryczny, uzyskano wyjaśnienie mechanizmu tarcia występującego w badanym węźle tarcia związanego z odkształceniem (deformacją) materiału polimerowego.

Na rys. 82 przedstawione są przykładowe wyniki analiz numerycznych w postaci rozkładu naprężeń zredukowanych σ_{red} występujących w płytce polimerowej podczas tarcia. Wyraźnie widoczna jest koncentracja naprężeń występująca bezpośrednio pod powierzchnią styku (punkt Bielajewa), między innymi w przekroju pokazanym na rys. 83. Mimo zastosowania znacznie obniżonej wartości granicy plastyczności R_e w przyjętym modelu mechanicznym materiału polimerowego (rozdział 6.3), można stwierdzić, iż pod powierzchnią tarcia występuje wyraźna obszar, w którym dochodzi do zwiększenia wartości naprężeń. Jednym z efektów tego zjawiska może być zużycie zmęczeniowe typu pitting, objawiające się oddzielaniem znacznych fragmentów materiału polimerowego. Oddzielanie to następuje na pewnej głębokości pod powierzchnią tarcia, co jest zgodne z uzyskanymi wynikami w oparciu o metodę elementów skończonych.

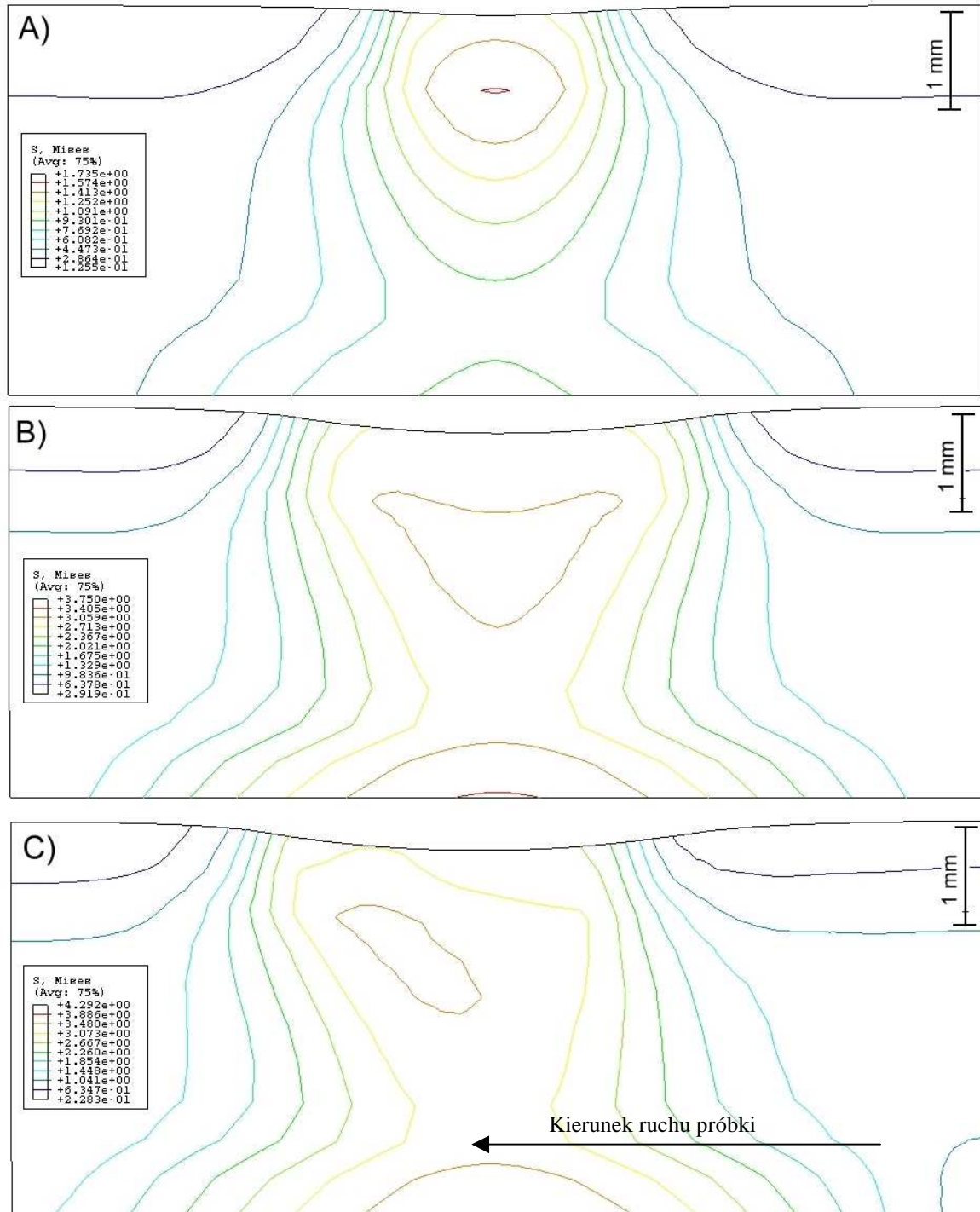


Rys. 82. Naprężenia zredukowane σ_{red} wg. hipotezy Hubera w płycie polimerowej podczas tarcia. CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s



Rys. 83. Naprężenia zredukowane σ_{red} wg. hipotezy Hubera w płycie polimerowej podczas tarcia – widok w przekroju wzdłuż płaszczyzny tarcia, CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s.

Na rys. 84 przedstawiono zmiany naprężeń zredukowanych wewnątrz płytki polimerowej wywołane tarcieniem. Wartości naprężeń spowodowane jedynie częściowym dociśnięciem próbki przedstawione zostały na rys. 84 (A). Wpływ tarcia na rozkład naprężeń przedstawiony został na rys. 84 (B i C).

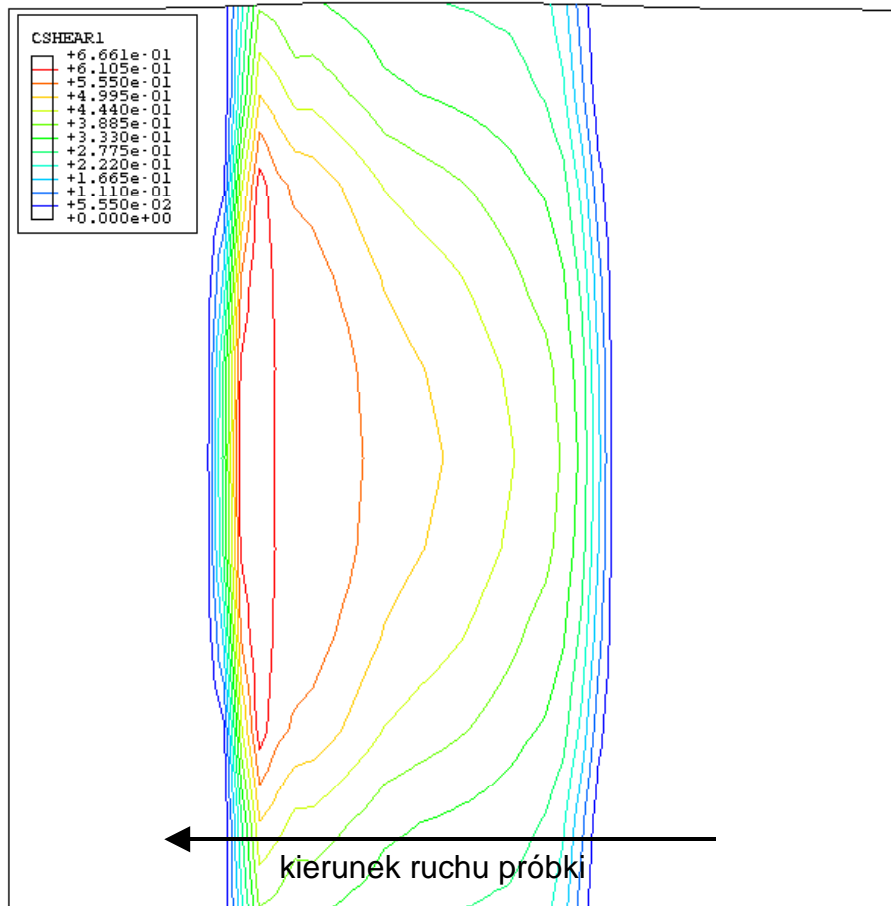


Rys. 84. Przykładowe wyniki obliczeń numerycznych, naprężenia zredukowane σ_{red} wg. hipotezy Hubera 1 mm pod powierzchnią boczną płytki polimerowej (przekrój w płaszczyźnie ruchu).

CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s.

A – w trakcie obciążania (bez posuwu), B – początkowa faza ruchu (10%), końcowa faza ruchu.

Analizując wyniki przedstawione na rys. 84 można zauważyć wyraźne zmiany pola naprężeń występujące w płytce polimerowej spowodowane tarcieniem.



Rys. 85. Naprężenia styczne τ na powierzchni płytki polimerowej podczas tarcia (widok z góry)
CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s.

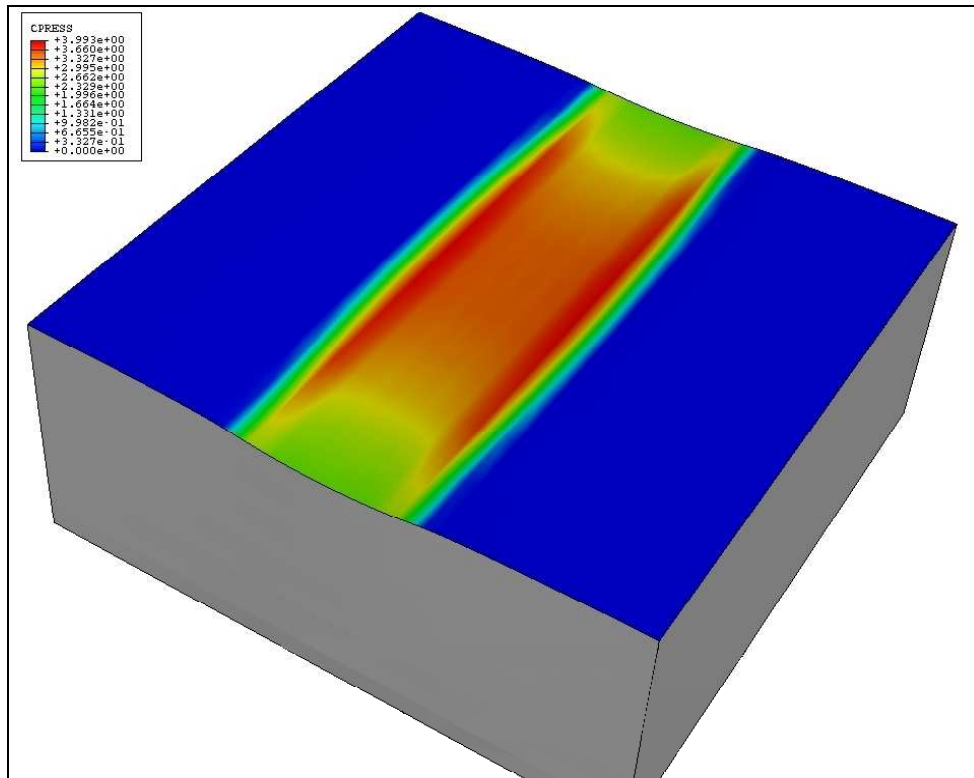
Na rys. 85 przedstawiony zostały rozkład naprężeń stycznych τ na powierzchni przeciwpróbki polimerowej dla przykładowej analizy przeprowadzonej w oparciu o opracowany model numeryczny. Widoczny jest nierównomierny rozkład naprężeń spowodowany powstawaniem „wypiętrzenia” materiału polimerowego. Zwiększenie wartości naprężeń stycznych τ , jest efektem zmian w rozkładzie nacisków p w strefie styku (opisanych w rozdziale 6.8).

6.8 Analiza rozkładu nacisków w strefie styku

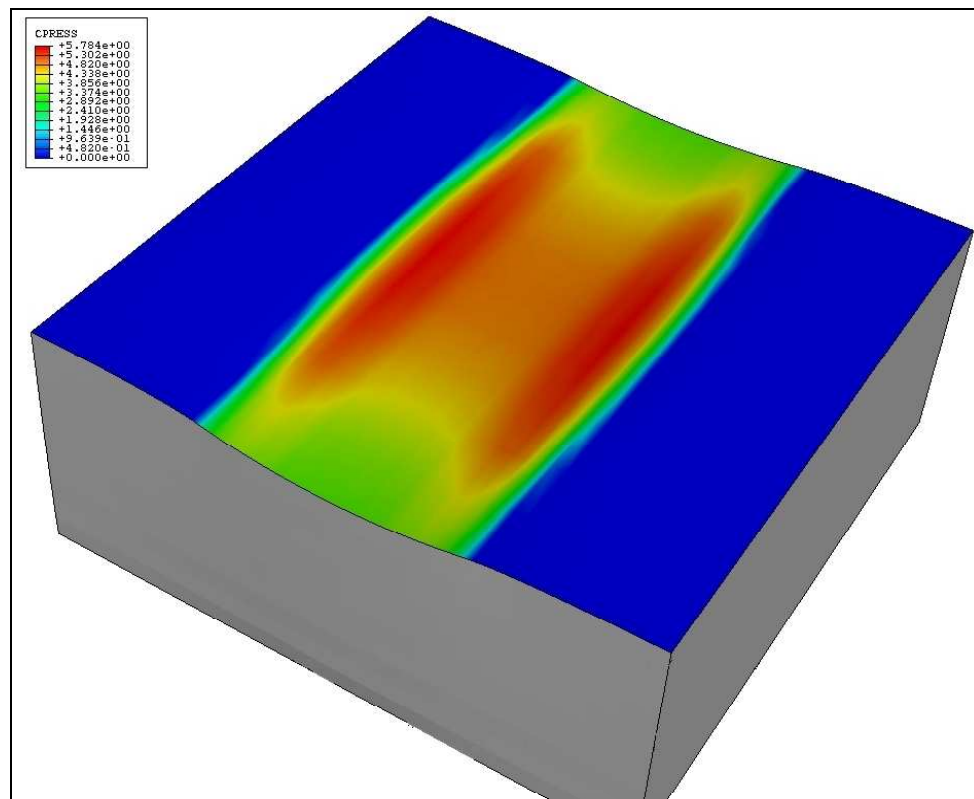
Na podstawie przeprowadzonego przeglądu literatury wykazano, iż rozkład nacisków występujący w strefie styku współpracujących elementów ma ogromne znaczenie dla wartości oporów tarcia. Wykorzystując opracowany model numeryczny wyznaczono rozkłady nacisków występujące w uniwersalnym węźle tarcia endoprotezy stawu kolanowego dla różnych wartości parametrów ruchowych.

Na rysunkach przedstawiających ogólny widok modelowego wycinka płytki polimerowej (rys. 86-88) przedstawione zostały wartości nacisków p występujących na powierzchni trącej, w różnych fazach ruchu.

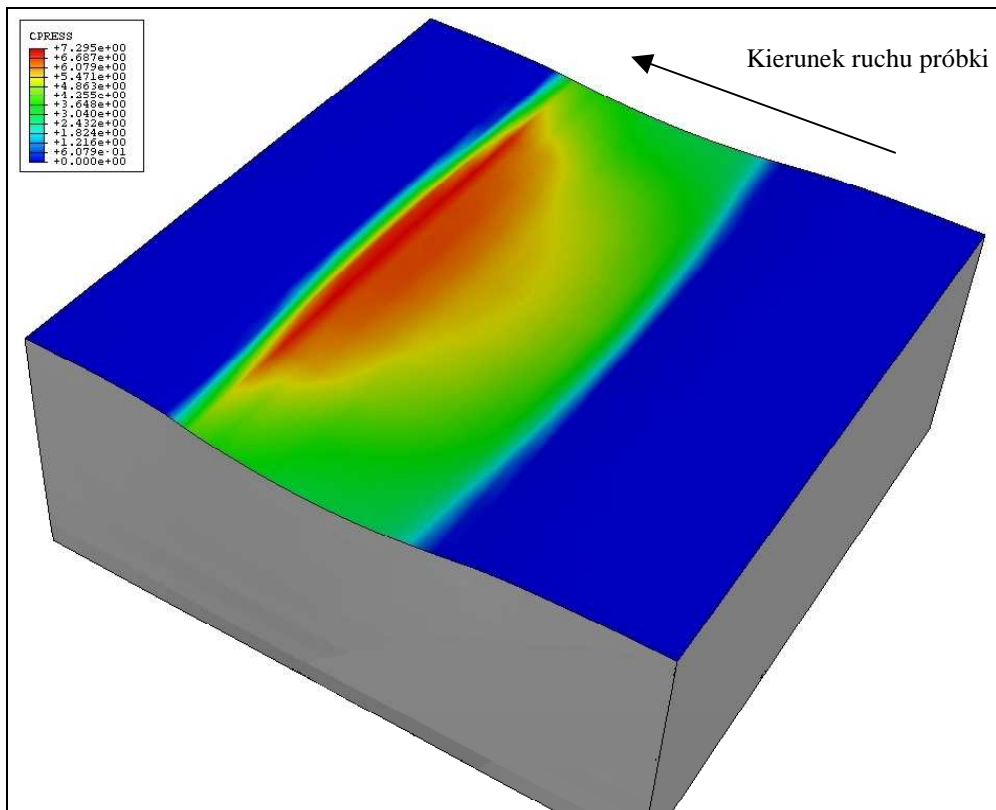
Przykładowe wyniki wartości nacisków p występujących na powierzchni styku podczas złożonego tarcia toczno ślizgowego w postaci wykresów przedstawione zostały na rys. 89. Analogicznie jak dla opracowanych wyników naprężeń zredukowanych σ_{red} (6.7), wartości nacisków zostały przedstawione w 3 fazach ruchu.



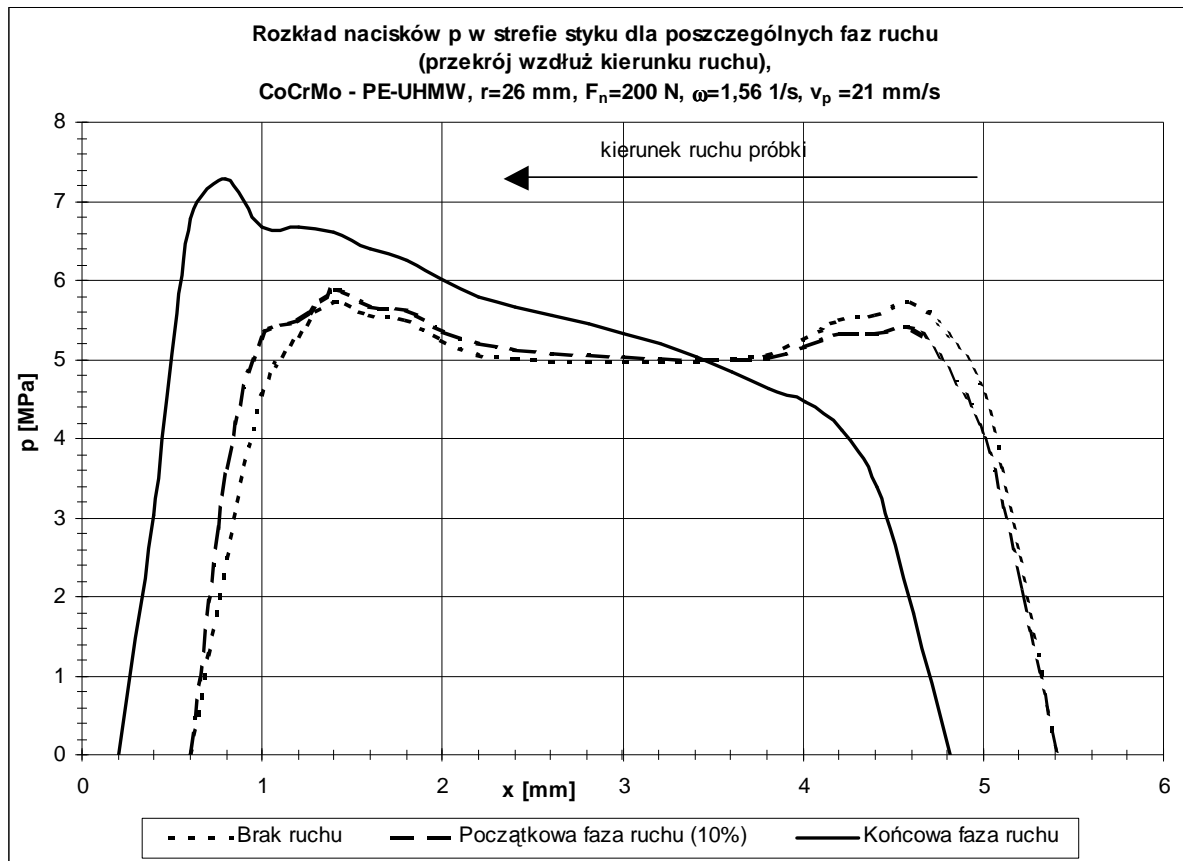
Rys. 86. Rozkład nacisków p , na powierzchni przeciwróbki w trakcie obciążania (brak przesuwu), CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s.



Rys. 87. Rozkład nacisków p , na powierzchni przeciwróbki w początkowej fazie ruchu (10% przesuwu), CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s.



Rys. 88. Rozkład nacisków p , na powierzchni przeciwpróbki w końcowej fazie ruchu, CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s.



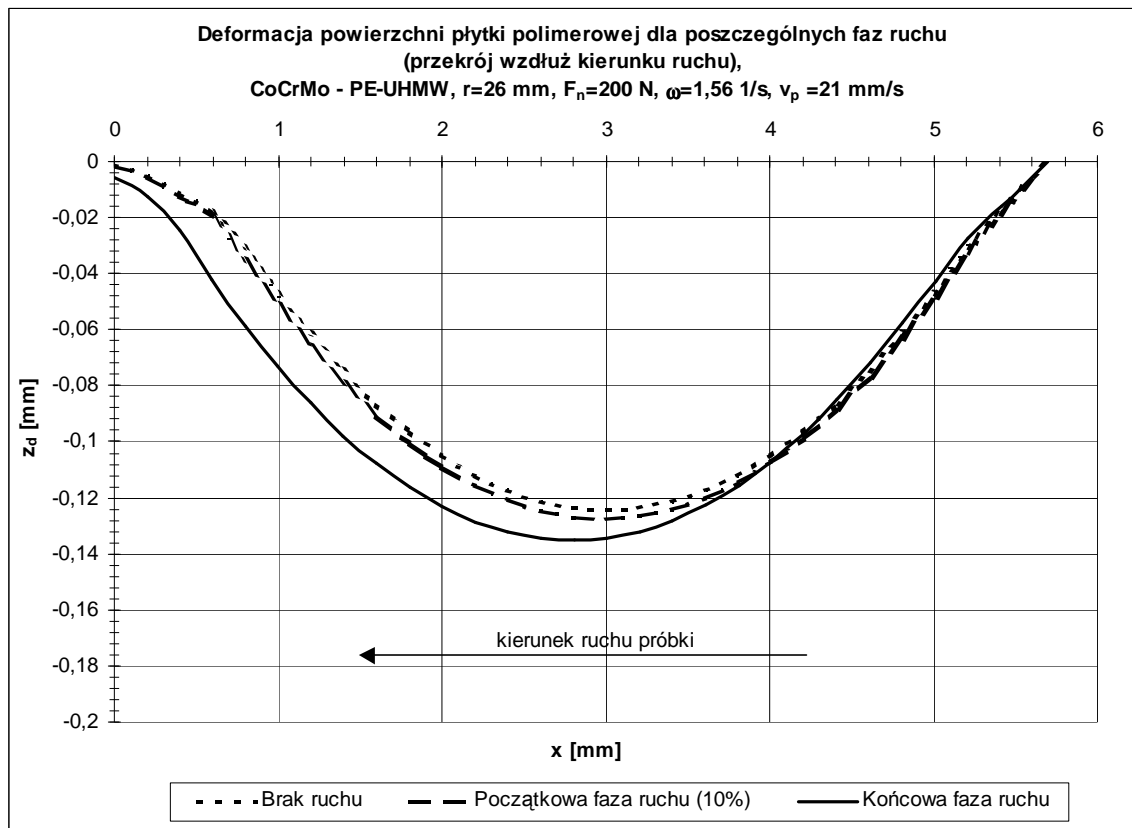
Rys. 89. Wartości nacisków p występujące w strefie styku uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego, podczas tarcia CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s.

Na podstawie otrzymanych rezultatów można stwierdzić, iż bardzo wyraźne jest zwiększenie nacisków występujące na krawędziach strefy styku przy braku wymuszeń kinematycznych oraz w jego wstępnej fazie. W środku strefy styku widoczne jest natomiast zmniejszenie nacisków p w stosunku do krawędzi. Na skutek odkształcenia materiału nastąpiło jego rozsuniecie i spiętrzenie na krawędziach. Działanie tarcia spowodowało zwiększenie nacisków w kierunku ruchu. Działające na powierzchnie płytki polimerowej siły tarcia spowodowały odkształcenie materiału w kierunku ruchu próbki, czego następstwem była koncentracja naprężeń w przedniej części obszaru styku oraz lokalne zwiększenie nacisku.

Nierównomierny rozkład nacisków w strefie styku wpływa na sumaryczną wartość siły tarcia. Równocześnie siła tarcia przyczynia się do określonego charakteru rozkładu nacisków. Zagadnienie tarcia oraz występujących nacisków w strefie styku, jest zatem zależnością różniczkową. Większość równań różniczkowych nie daje się rozwiązać za pomocą metod analitycznych. Zastosowanie metody elementów skończonych jest więc w pełni uzasadnione do wyznaczenia tarcia oraz rozkładu nacisków występujących w strefie styku węzła tarcia.

W sposób analogiczny do wyznaczenia rozkładu nacisków zostały opracowane wyniki ukazujące deformacje płytki polimerowej na skutek tarcia (rys. 90). Działająca na przeciwpróbkę polimerową siła nacisku F_n , powoduje jej deformację, która w obszarze styku wynika z kształtu próbki walcowej. Przemieszczanie strefy styku węzła tarcia powoduje również przesunięcie względem płytki charakterystycznej postaci odkształceń. Porównując otrzymane wartości nacisków i deformacji płytki polimerowej można zaobserwować widoczną deformację występującą poza obrębem strefy styku. Zastosowanie w modelu numerycznym materiału polimerowego o niskiej wartości granicy plastyczności, powoduje, iż

powstające odkształcenie płytki polimerowej jest trwałe. W rzeczywistym obiekcie odkształcenia te zanikają po pewnym czasie. Czas ten zależy od lepkościowych właściwości materiału polimerowego (czas retardacji).

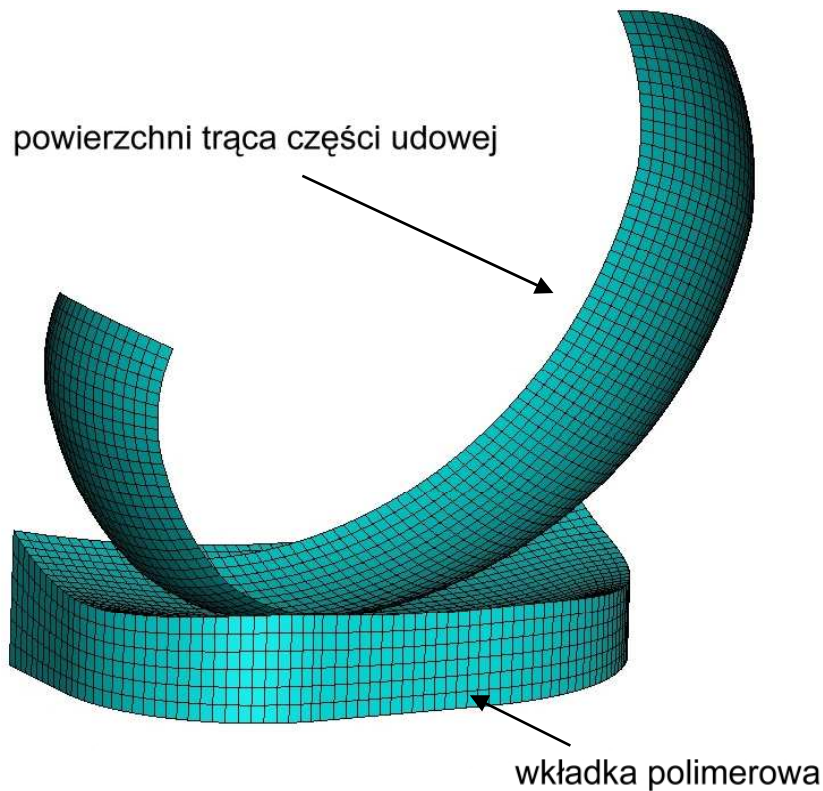


Rys. 90. Wartości przemieszczenia w kierunku normalnym powierzchni płytki polimerowej podczas tarcia CoCrMo – PE-UHMW, $F_n=200$ N, $r=26$ mm, $v_p=21$ mm/s, $\omega=1,56$ 1/s.

Przedstawione dane są przykładowymi oraz charakterystycznymi wynikami przeprowadzonych symulacji komputerowych. Ze względu na czytelność i zwięzłość pracy autor nie przedstawił wszystkich uzyskanych wyników.

6.9 Zastosowanie modelu numerycznego do analizy tarcia w endoprotezie stawu kolanowego

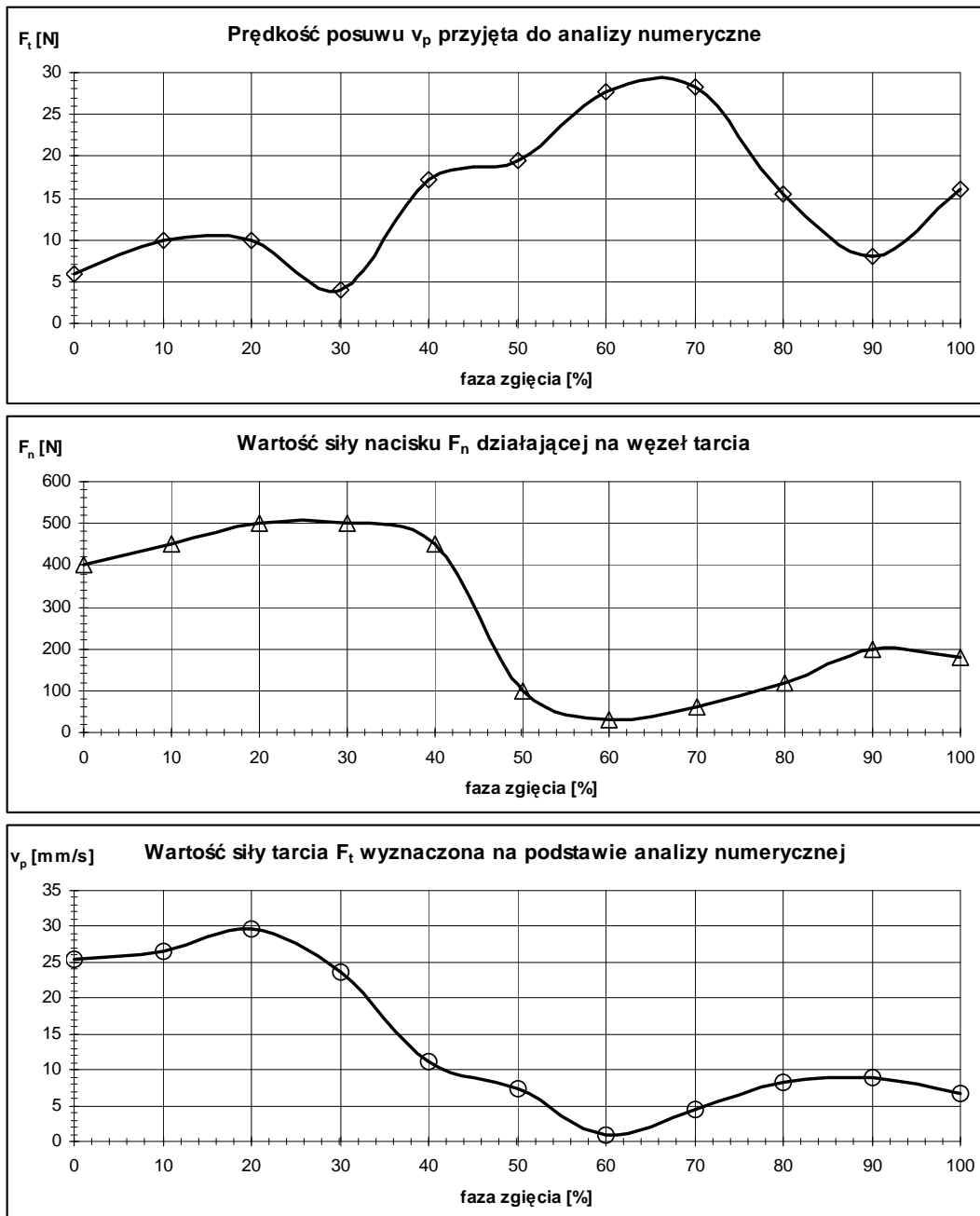
Opracowany model numeryczny daje możliwość wyznaczenia oporów tarcia jak również rozkładów pól naprężeń i odkształceń w dowolnej endoprotezie stawu kolanowego. W celu wykazania możliwości tego typu analiz przeprowadzono przykładową symulację dla węzła tarcia całkowitej endoprotezy stawu kolanowego. W oparciu o opisany wcześniej wirtualny model uniwersalnego węzła tarcia stawu kolanowego opracowano model numeryczny, którego cechy geometryczne odpowiadają istniejącej endoprotezie stawu kolanowego (Oxford Meniscal Knee - Biomet Ltd.) [148]. Model geometryczny poddany dyskretyzacji na elementy skończone przedstawiony został na rys. 91.



Rys. 91. Postać geometryczna wraz z przyjętym podziałem na elementy skończone modelu numerycznego przykładowego wężła endoprotezy stawu kolanowego.

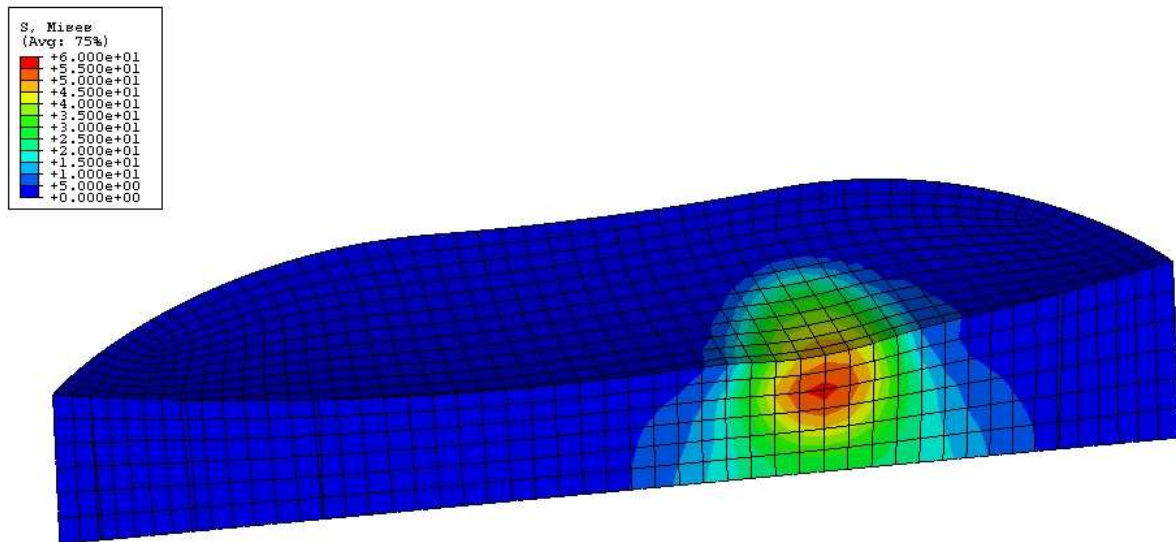
Poza zmianą postaci geometrycznej elementów trących przyjęto założenia takie jak dla zweryfikowanego w rozdziale 6.6 modelu numerycznego uniwersalnego wężła tarcia endoprotezy stawu kolanowego. Zastosowano identyczny model mechaniczny materiału polimerowego oraz zależność współczynnika tarcia μ od parametrów ruchowych (załącznik 4). W opracowanym modelu założono, iż część udowa wykonana jest ze stopu tytanu Ti6Al4V, natomiast wkładka polimerowa z polietylenu PE-UHMW.

Warunki kinematyczne oraz obciążenia stawu w poszczególnych fazach zgięcia kolana przyjęto na podstawie analizy literatury [43, 127, 148, 149]. Obliczeniom poddano jedenaście różnych sytuacji występujących podczas zginania stawu kolanowego w zakresie od 0° (pełny wyprost) do 120° kąta zgięcia. Założono stałą wartość prędkości zginania ($\omega=1,56$ 1/s). Przyjęte wartości siły nacisku F_n oraz wyliczone numerycznie wartości siły tarcia F_t , w odniesieniu do występującej prędkości posuwu v_p , przedstawiono na wykresie (rys. 92).



Rys. 92. Warunki kinematyczne przyjęte w przykładowym modelu endoprotezy oraz wyniki analiz numerycznych.

Podobnie jak w przypadku uniwersalnego węzła tarcia możliwe jest określenie wartości naprężeń oraz odkształceń występujących w płytce polimerowej endoprotezy (rys. 93).



Rys. 93. Wartości naprężeń zredukowanych (wg hipotezy Hubera) σ_{red} występujące podczas tarcia we wkładce polimerowej endoprotezy.

Przedstawione wyniki uzyskane dla przykładowego zastosowania opracowanego modelu numerycznego wykazują jego użyteczność oraz uniwersalność. Wykorzystanie modelu numerycznego na etapie projektowania endoprotezy pozwala na analizę wpływu m.in: kształt elementów współpracujących, stanu obciążeń działającego na węzeł tarcia oraz własności mechanicznych materiałów współpracujących na opory tarcia. Stosowanie tego typu technik możliwe jest również podczas opracowywania modeli biomechanicznych stawu kolanowego uwzględniających występujące opory tarcia.

6.10 Podsumowanie

Na podstawie przeprowadzonych badań eksperymentalnych i numerycznych można stwierdzić że:

- istnieje zgodność jakościowa wyników pochodzących z modelu numerycznego z wynikami badań eksperymentalnych na obiekcie rzeczywistym (uniwersalny węzeł tarcia),
- opracowany model numeryczny odzwierciedla zjawiska związane z deformacją materiału polimerowego występujące podczas tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym,
- możliwe jest stosowanie modeli numerycznych do oceny tarcia podczas złożonego ruchu toczno-ślizgowego,

Opracowany model numeryczny pozwala również na analizę tarcia w innych węzłach tribologicznych, w których występuje złożony ruch toczno-ślizgowy (np.: przekładnie zębate, przekładnie cierne, układy jezdne pojazdów kołowych itp.), w których wykorzystuje się materiały polimerowe o własnościach lepkosprężystych.

Dodatkowymi korzystnymi cechami opracowanego modelu numerycznego jest jego uniwersalność. Wykorzystanie modelu numerycznego na etapie projektowania endoprotezy pozwala na analizę wartości oporów tarcia oraz rozkładu naprężeń oraz nacisków w węzle

tarcia, bez konieczności wykonywania modeli rzeczywistych. Opracowanie modelu węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego pozwala na szybką zmianę takich parametrów jak :

- kształt elementów współpracujących (r),
- stan obciążeń działających na węzeł tarcia (F_n),
- własności mechaniczne materiałów współpracujących (E , ν , R_e),
- właściwości tribologiczne skojarzeń materiałowych (po uzyskaniu podstawowych charakterystyk tribologicznych $\mu=f(p, v_s)$).

7 Podsumowanie i wnioski końcowe

Na podstawie przeprowadzonych badań oraz w oparciu o analizę uzyskanych wyników można stwierdzić, iż procesy tribologiczne występujące w endoprotezie stawu kolanowego mają złożony charakter. Na wartości oporów tarcia wpływa wiele czynników, a przede wszystkim warunki kinematyczne (prędkość kątowna ω , prędkość posuwu v_p oraz wartość poślizgu s), obciążenie węzła tarcia (siła nacisku F_n) oraz kształt elementów współpracujących (promień krzywizny części piszczelowej r).

Zdefiniowanie uniwersalnego węzła tarcia endoprotezy stawu kolanowego, pozwoliło na ocenę wpływu wymienionych parametrów na opory tarcie występujące w endoprotezie stawu kolanowego.

Przeprowadzone badania tribologiczne w styku rozłożonym, oraz zastosowanie nowatorskiej metody pomiaru różnicowego pozwoliły na wyznaczenie charakterystyk zmian wartości współczynnika tarcia μ' związanego z adhezyjnymi i mechanicznymi oddziaływaniami powierzchni trących w zależności od nacisku jednostkowego p oraz prędkości poślizgu v_s dla najczęściej stosowanych w alloplastyce stawu kolanowego skojarzeń materiałowych.

Określono wpływ parametrów ruchowych (prędkość kątowna ω , prędkość posuwu v_p oraz poślizg s) na wartości oporów tarcia w węźle tarcia endoprotezy stawu kolanowego przy różnych wartościach siły nacisku F_n oraz promienia krzywizny części udowej endoprotezy r .

W pracy wykazano możliwość stosowania metody elementów skończonych do tworzenia modeli numerycznych węzłów tarcia pracujących w złożonym ruchu toczno-ślizgowym, w których jeden z elementów trących posiada cechy lepkosprężyste. Opracowany w ramach pracy model numeryczny pozwala na wyznaczenie oporów tarcia, pól naprężeń i nacisków w węźle tarcia endoprotezy.

Analizując wyniki badań tribologicznych prowadzonych w styku rozłożonym można stwierdzić, iż dla badanych par ślizgowych w zakresie nacisku jednostkowego ($p=0,25 \div 5$ MPa) oraz prędkości poślizgu ($v_s=12,3 \div 43$ mm/s):

- I. Siła tarcia F_t zależy w znacznym stopniu od nierównomierności w rozkładzie nacisków oraz oporów związanych z odkształceniami materiału polimerowego (F_t''). Wartość oporów tarcia związanych z deformacją materiału polimerowego jest zależna od własności mechanicznych polimeru. Widoczna jest analogia w zmianach siły tarcia $F_t'' = f(F_n)$, oraz zależności $\varepsilon=f(\sigma)$ dla PE-UHMW. Wartości współczynnika tarcia μ'' związanego z odkształceniami materiału polimerowego oraz nierównomiernością rozkładu nacisków pomiędzy próbką i przeciwpróbką wynosi około 10-40% całkowitej wartości współczynnika tarcia μ .
- II. Wartości współczynnika tarcia μ' , związanego oddziaływaniami adhezyjnymi oraz mechanicznymi pomiędzy powierzchniami trącymi, maleją wraz ze wzrostem nacisku jednostkowego p , do poziomu $\mu'=0,07 \div 0,08$. Wartości współczynnika tarcia μ' zmienia się proporcjonalnie do prędkości poślizgu v_s , przy czym wartość μ' rośnie w przypadku pary trącej CoCrMo – PE-UHMW oraz Ti6Al4V – PE-UHMW, natomiast maleje dla pary 316L – PE-UHMW.
- III. Największym współczynnikiem tarcia μ' charakteryzuje się para ślizgowa CoCrMo - PE-UHMW ($\mu'=0,09 \div 0,11$), najmniejszym para 316L - PE-UHMW ($\mu'=0,07 \div 0,085$). Wartości współczynnika tarcia μ' dla pary Ti6Al4V – PE-UHMW zawiera się w zakresie $\mu'=0,08 \div 0,11$.

Analiza wyników uzyskanych na podstawie badań tribologicznych w złożonym ruchu toczno-ślizgowym pozwala na stwierdzenie, iż dla badanych węzłów tarcia w zakresie prędkości kątowej ($\omega=0\div 3,05$ 1/s) oraz prędkości posuwu ($v_p=-9,5\div 36$ mm/s), przy przyjętych wartościach siły nacisku ($F_n = 50, 200$ N) oraz promienia krzywizny części udowej endoprotezy stawu kolanowego ($r= 16, 26$ mm):

- I. Zagadnienie tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym ma charakter „nieciągły”, tzn. występowanie lub brak ruchu posuwistego ($v_p=0$) jak również zmiana kierunku poślizgu, wpływają na zmiany mechanizmu tarcia. Znacznym zmianą ulega głównie wielkość powierzchni styku.
- II. Własności mechaniczne materiału polimerowego wpływają znacząco na obszar powierzchni styku węzła tarcia. Zmniejszenie powierzchni styku podczas tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym wynika z lepkosprężystych właściwości polietylenu PE-UHMW. Zmniejszenie powierzchni styku powoduje zmniejszenie występującej siły tarcia F_t (około 10÷30 %) na skutek zwiększenia średniej wartości nacisku jednostkowych p w obszarze styku.
- III. W zakresie dodatnich wartości prędkości posuwu v_p , wraz z jej wzrostem maleje wartość współczynnika tarcia μ . Zależność współczynnika tarcia μ od prędkości posuwu v_p , związana jest ze zmianami w wielkości powierzchni styku będącymi następstwem lepkosprężystych odkształceń materiału polimerowego.
- IV. Wartości współczynnika tarcia μ są mniejsze w przypadku obciążenia węzła tarcia siłą $F_n=200$ niż w przypadku obciążenia siłą $F_n=50$ N. Na podstawie badań tribologicznych w styku rozłożonym stwierdzono, iż wartość współczynnika tarcia μ' maleje wraz ze wzrostem nacisku jednostkowego p . Podczas zwiększania siły nacisku F_n , zwiększeniu ulegają naciski występujące w strefie styku węzła tarcia co powoduje w efekcie zmniejszenie współczynnika tarcia μ .
- V. Podczas tarcia próbek o większym promieniu krzywizny $r =26$ mm wartości współczynnika tarcia μ są mniejsze niż w przypadku tarcia próbek o promieniu $r=16$ mm. Zwiększenie wartości oporów tarcia jest następstwem zwiększenia oporów związanych z deformacjami materiału polimerowego. W przypadku próbek o promieniu $r=16$ mm, głębokość deformacji płytki polimerowej jest większa niż w przypadku współpracy próbek o promieniu $r=26$ mm.
- VI. Różnice w wartościach współczynnika tarcia μ w zależności od siły nacisku F_n są większe dla próbek o promieniu krzywizny $r=16$ mm niż w przypadku próbek o promieniu $r=26$ mm. Wynika to ze zwiększenia występujących nacisków w strefie styku w przypadku próbek o mniejszym promieniu.
- VII. Różnice w wartościach współczynnika tarcia μ pomiędzy analizowanymi skojarzeniami materiałowymi są mniejsze niż różnice w wartościach współczynnika tarcia μ dla różnych wartości parametrów eksperymentu. Wskazuje to na większy wpływ geometrii elementów współpracujących oraz parametrów kinematycznych na opory tarcia niż dobór skojarzenia materiałowego.

Opracowany w ramach pracy model numeryczny wykazuje zgodność jakościową wyników z wynikami badań eksperymentalnych na obiekcie rzeczywistym. Odzwierciedla on procesy występujące podczas tarcia w złożonym ruchu toczno-ślizgowym co pozwala na stosowanie go do analizy stanu naprężeń, nacisków i odkształceń w badanym węźle tarcia.

Wykorzystanie modelu numerycznego na etapie projektowania endoprotezy pozwala na analizę wpływu m.in: kształt elementów współpracujących, stanu obciążeń działającego na węzeł tarcia oraz własności mechanicznych materiałów współpracujących na opory tarcia. Uniwersalność opracowanego modelu numerycznego pozwala na stosowanie go do oceny tarcia w innych węzłach tribologicznych takich jak przekładnie zębate, przekładnie cierne, układy jezdne pojazdów kołowych itp., w których wykorzystuje się materiały polimerowe o własnościach lepkosprężystych.

8 Literatura

- [1] Abo-Elkhier M.: *Elasto-plastic finite element modelling of strip cold rolling using Eulerian fixed mesh technique*. Finite Elements in Analysis and Design, 27 (1997), 323-334.
- [2] Andriacchi T., Hurwitz D.: *Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement*. Gait and Posture, 5 (1997), 256-264.
- [3] Argenson J., Scuderi G., Komistek R., Scott W., Kelly M., Aubaniac J.: *In vivo kinematic evaluation and design considerations related to high flexion in total knee arthroplasty*. Journal of Biomechanics, 38 (2005), 277-284.
- [4] Barbour P., Barton D., Fisher J.: *The influence of contact stress on the wear of PE-UHMW for total replacement hip prostheses*. Wear, 181-183 (1995), 250-257.
- [5] Barbour P., Barton D., Fisher J.: *The influence of stress conditions on the wear of PE-UHMW for total joint replacements*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 8 (1997), 603-611.
- [6] Bargren J., Blaha J., Freeman M.: *Alignment in total knee arthroplasty. Correlated and clinical observations*. Clin Orthop, (1983), 173-178.
- [7] Barnett P., Fisher J., Auger D., Stone M., Ingham E., *Comparison of wear in total knee replacement under different kinematic condition*. Journal of materials science: Materials in medicine, 12 (2001), 1039-1042
- [8] Barnett P., McEwen H., Auger D., Stone M., Ingham E., Fisher J.: *Investigation of wear of knee prostheses in a new displacement/force-controlled simulator*. Proc Instn Mech Engrs, Vol 216 Part H: J Engineering in Medicine, (2002), 51-61.
- [9] Baskett T.: *Sydney Ringer and lactated Ringer's solution*. Resuscitation, 58 (2003) 5-7.
- [10] Benabdallah H.: *Reciprocating sliding friction and contact stress of some thermoplastics against steel*. Journal of Materials Science, 32 (1997) 5069-5083.
- [11] Będziński R., *Biomechanika inżynierska, zagadnienia wybrane*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [12] Belyj V.A., Sviridenok A.I., Petrokovec M.I., Savkin V.G., *Trenie polimerov*. Izd. Nauka, Moskwa 1972.
- [13] Bijak-Żochowski M., Marek P.: *Development of plastic zones and residual stress in elasto-plastic contact problems with stress singularities in elastic range*. Int. J. Mech. Sci., Vol. 38, No. 2, (1996), 175-190.
- [14] Bijak-Żochowski M., Marek P.: *Residual stress in some elasto-plastic problems of rolling contact with friction*. Int. J. Mech. Sci., Vol. 39, No. 1, (1997), 15-32.
- [15] Boutin P.: *Arthroplaste totale de la hanche par prothese en alumine frittee*. Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot., t. 58(3), (1972), 229-246.
- [16] Bowden F.P., Tabor: *Wprowadzenie do trybologii*. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, 1980 Warszawa.
- [17] Bristol R., Fitzpatrick D., Brown T., Callaghan J.: *Non-uniformity of contact stress on polyethylene inserts in total knee arthroplasty*. Clinical Biomechanics Vol. 11, No. 2, (1996), 75-80.
- [18] Capanidis D.: *Ocena degradacji polioksymetyleny (POM) zachodzącej podczas jego tarcia po stali*. Tribologia, R. 33, nr 3, (2002), 801-809.
- [19] Chang D., Goh J., Teoh S., Bose K.: *Cold extrusion deformation of PE-UHMW in total knee replacement prostheses*. Biomaterials, 16 (1995) 219-223.
- [20] Charney 2000 Caton J., Ferreira A., Picault C.: *Charney 2000 – Total hip Arthroplasty*. 3th International Symposium, Lyon, Francja (2000).
- [21] Chapman-Sheath P., Cain S., Bruce W., Chung W., Walsh W.: *Surface Roughness of the Proximal and Distal Bearing Surface of Mobile Bearing Total Knee Prostheses*. The Journal of Arthroplasty, Vol. 17 No. 6 (2002), 713-717.
- [22] Charney J.: *Low friction arthroplasty of the hip. Theory and Practice*. Springer-Verlag, (1979), 41-90.
- [23] Cho H., Wei W., Kao H., Cheng C.: *Wear behavior of PE-UHMW sliding on artificial hip arthroplasty materials*. Materials Chemistry and Physics, 88, (2004) 9-16.
- [24] Choudhury M., Hutchings I.: *The effects of irradiation and ageing on the abrasive wear resistance of ultra high molecular weight polyethylene*. Wear, 203-204 (1997) 335-340.
- [25] Cornwall G., Hansson C., Bowe A., Bryant J.: *Surface degradation features and microstructural properties of ultra-high molecular weight polyethylene (PE-UHMW)*. Journal of materials Science: Materials in Medicine, 8, (1997), 303-309.
- [26] Currier J., Bill M., Mayor M.: *Analysis of wear asymmetry in a series of 94 retrieved polyethylene tibial bearings*. Journal of Biomechanics. 38, (2005) 367-375.
- [27] Cwanek J., Korzyński M., Lubimow W.: *Badanie powierzchni cementu kostnego oraz części udowej endoprotezy Wellera usuniętej z powodu aseptycznego obluźwienia*, Materiały konferencyjne, II Sympozjum – Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna IOP'99, Białystok (1999), 53-57.

- [28] Czupryńska J.: *Wpływ wysokoenergetycznego promieniowania elektronowego na zmianę właściwości niektórych polimerów*. Polimery, 1, 47, (2002), 8-14.
- [29] Dennis D., Komistek R., Stiehl J., Walker S., Dennis K.: *Range of motion after total knee arthroplasty. The effect of Implant Design and Weight-Bearing Conditions*. The Journal of Arthroplasty, Vol. 13, No. 7, (1998), 748-752.
- [30] Derbyshire B., Fisher J., Dowson D., Hardaker C., Brummitt K.: *Wear of PE-UHMW sliding against untreated, titanium nitridecoated and 'Hardcor'-treated stainless counterfaces*. Wear 181-183, (1995), 258-262.
- [31] Dong H., Shi W., Bell T.: *Potential of improving tribological performance of PE-UHMW by engineering the Ti6Al4V counterfaces*. Wear 225-229, (1999), 146-153.
- [32] Dorr L., Ochsner J., Gronley J., Perry J.: *Functional comparison of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty*. Clin Orthop, (1988), 236-36.
- [33] Dubisz S. red., Grzegółka-Maciejewska i in.: *Uniwersalny słownik języka polskiego PWN*. Wydawnictwo Naukowe PWN, kop. Warszawa 2004.
- [34] Edidin A., Jewett C., Kalinowski A., Kwarteng K., Kurtz S.: *Degradation of mechanical behavior in PE-UHMW after natural and accelerated aging*. Biomaterials 21, (2000), 1451-1460.
- [35] Engh G., Dwyer K., Hanes C.: *Polyethylene wear of metal-backed tibial components in total and unicompartmental knee prosthesis*. J. Bone Joint Surg. 74B (1), (1992), 9-17.
- [36] Frączak R., Kowalewski P., Woźniak J.: *Comparison of tribology properties of different PE-UHMW*. Człowiek - cywilizacja - przyszłość. III Konferencja Naukowa Studentów, Referaty, Wrocław, Oficyna Wydaw. PWroc., (2005), 277-282.
- [37] Freeman M., Pinskerova V.: *The movement of the normal tibio-femoral joint*. Journal of Biomechanics 38, (2005), 197-208.
- [38] Fregly B., Sawyer W., Hartman M., Banks S.: *Computational wear prediction of a total knee replacement from in vivo kinematics*. Journal of Biomechanics 38, (2005), 305-314.
- [39] Galvin A., Tipper J., Ingham E., Fisher J.: *Nanometre size wear debris generated from crosslinked and non-crosslinked ultra high molecular weight polyethylene in artificial joints*. Wear 259, (2005), 977-983.
- [40] Gierzyńska-Dolna M.: *Biotribologia*. Wydawnictwo Politechniki Częstochowskiej, Częstochowa 2002
- [41] Gierzyńska-Dolna, M., Wieczorek A., Lacki P., Szfrański A.: *Ocena materiałów stosowanych na implanty w aspekcie badań tribologicznych*. Materiały IV Sympozjum Mechanika w medycynie, Rzeszów, (1998), 105-110
- [42] Gispert M., Serro A., Colaço R., Saramago B.: *Friction and wear mechanisms in hip prosthesis: Comparison of joint materials behaviour in several lubricants*. Wear 260, (2006), 149-158.
- [43] Godest A., Simonis de Cloke S., Taylor M., Gregson P., Keane A., Sathasivan S., Walker P.: *A computational model for the prediction of total knee replacement kinematics in the sagittal plane*. Journal of Biomechanics 33, (2000), 435-442.
- [44] Goryacheva I., Goryachev A., Sadegi F.: *Contact of elastic bodies thin visco-elastic coatings under conditions of rolling or sliding friction*. J. Appl. maths Mechs, Vol. 59, No. 4, (1995), 607-614.
- [45] Haider H., Walker P.: *Measurements of constraint of total knee replacement*. The Journal of Biomechanics 38, (2005), 341-348.
- [46] Haider H., Walker P.: *Measurements of constraint of total knee replacement*. Journal of Biomechanics 38, (2005), 341-348.
- [47] Hall R., Unsworth A.: *Friction in hip prostheses*. Biomaterials 18, (1997), 1017-1026.
- [48] Halloran J., Petrella A., Rullkoetter P.: *Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics*. Journal of Biomechanics 38, (2005), 323-331.
- [49] Harrington I.: *Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities*. J Bone Joint Surg, 65A (1983), 247-259.
- [50] Heimke G., Leyen S., Willmann G.: *Knee arthroplasty: recently developed ceramics offer new solutions*. Biomaterials 23, (2002), 1539-1551.
- [51] Hurwitz D., Sumner D., Adriacchi T., Sugar D.: *Dynamic knee loads during gait predict proximal tibial bone distribution*. The Journal of Biomechanics 31, (1998), 423-430.
- [52] Jałbrzykowski M., Iwaniak A., Dąbrowski J., Wojciechowski P., Kusz D.: *Charakterystyki tribologiczne polietylenu UHMWPE stosowanego na wkładki endoprotez stawu kolanowego*. Inżynieria Biomateriałów, 47-53, (2005), 136-140.
- [53] Jin Z., Dowson D., Fisher J., Ohtsuki N., Murakami T., Higaki H., Moriyama S.: *Prediction of transient lubricating film thickness in knee prostheses with compliant layers*. Proc Instn Mech Engrs, Vol 212 Part H, (1998), 157-164.
- [54] Judet J., Judet R.: *The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint*. J. Bone Surg. Br., t. 32 -B(2), (1950), 166-173.

- [55] Kocmond J., Delp S., Stern S.: *Stability and Range of Motion of Insall-Burstein Condylar Prostheses. A Computer Simulation Study*. The Journal of Arthroplasty, Vol. 10, No. 3 (1995).
- [56] Koizumi M., Tomita N., Tamai S., Oonishi H., Ikada Y.: *Detection of cacks in polyethylene components of retrieved knee joint prostheses*. Journal of Orthopaedic Science, 3, (1998), 330-335.
- [57] Komiste R., Kane T., Mahfouz M., Ochoa J., Dennis D.: *Knee mechanics: a review of past and present techniques to determine in vivo loads*. Journal of Biomechanics, 38, (2005), 215-228.
- [58] Kopaliński W.: *Słownik wyrazów obcych i zwrotów obcojęzycznych*. Wydanie 22, almanach, Wiedza Powszechna, Warszawa 1994.
- [59] Kowalewski P., Woźniak J.: *Tribological investigation of biomaterials in concentrated contact*. 2nd Students' Scientific Conference of Biomedical Engineering, Bio-Eng-Young, Szklarska Poręba, Oficyna Wydaw. PWroc., (2006).
- [60] Kowalewski P.: *Tribology characteristics of polymeric bio-material PE-UHMW*. 1st Students' Scientific Conference of Biomechanics, Bio-Mech-Young, Szklarska Poręba, Oficyna Wydaw. PWroc., (2004), 45-46
- [61] Kowalewski P., Wieleba W., Leśniewski T.: *Stanowisko do badań tribologicznych w złożonym ruchu cyklicznym toczno-ślizgowym*. Tribologia, R. 38, nr 2, (2007), 303-311.
- [62] Kowalewski P., Wieleba W., Woźniak J.: *Wpływ chropowatości powierzchni elementu metalowego na wartości współczynnika tarcia materiałów stosowanych w endoprotezie stawu kolanowego*. X Jubileuszowy Kongres Eksploatacji Urządzeń Technicznych, Stare Jabłonki, (2005).
- [63] Kowalewski P.: *Właściwości tribologiczne wybranych kompozytów polimerowych w ruchu posuwisto-zwrotnym ze stałą o styku skoncentrowanym*. Tworzywa sztuczne w budowie maszyn, XI Seminarium, Kraków, Wydaw. PKrak., (2006), 277-280.
- [64] Koziarski C.: *Sprzężenie kół ciernych w przekładniach bezstopniowych*. Wydawnictwo Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1993.
- [65] Kragelskij I.W.: *Reibung und Verschleiss*. Berlin VEB Verlag Technik, 1971.
- [66] Kragelsky I. V.: *Friction wear lubrication, Tribology handbook*, Mir Publishers, Moscow 1981.
- [67] Krzypow D., Rimmac C.: *Cyclic steady state stress-strain behavior of UHMW polyethylene*. Biomaterials 21, (2000), 2081-2087.
- [68] Kubacki J.: *Alloplastyka stawów w aspekcie zagadnień ortopedycznych i rehabilitacyjnych*. wyd. 1, AWF Katowice, Katowice 2004.
- [69] Kumar P., Oka M., Ikeuchi K., Shimizu K., Yamamuro T., Okumura H., Kotoura Y.: *Low wear rate of PE-UHMW against zirconia ceramic (Y-PSZ) in comparison to alumina ceramic and SUS 316L alloy*. Journal of Biomedical Materials Research, Volume 25, Issue 7, (1991), 813-828.
- [70] Kurtz S., Muratoglu O., Evans M., Edidin A.: *Advances in the processing, sterilization and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty*. Biomaterials, 20, (1999), 1659-1688.
- [71] Kurtz S., Pruitt L., Jewett Ch., Crawford R., Crane D., Edidin A.: *The yielding, plastic flow, and fracture behavior of ultra-high molecular weight polyethylene used in total joint replacements*. Biomaterials, 19, (1998) 1989-2003.
- [72] Kurtz S., Rimmac C., Bartel D.: *Predictive Model for Tensile True Stress-Strain Behavior of Chemically and Mechanically Degraded Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene*. J. Biomed. Mater. Res. (Appl Biomater), 43, (1998), 241-248.
- [73] Kurtz S., Rimmac C., Pruitt L., Jewett C., Goldberg V., Edidin A.: *The relationship between the clinical performance and large deformation mechanical behavior of retrieved PE-UHMW tibial inserts*. Biomaterials, 21, (2000), 283-291.
- [74] Kusz D.: *Rys historyczny i uwarunkowania rozwoju endoprotezoplastyk stawu biodrowego*. Inżynieria Materiałowa, nr 2 (103), Rok XIX, (1998), 36- 39.
- [75] Lancaster J., Dowson D., Isaac G., Fisher J.: *The wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding on metallic and ceramic counterfaces representative of current femoral surfaces in joint replacement*. Proc. Instn. Mech. Engrs., Vol 211 Part H, (1997), 17-24.
- [76] Lawrowski Z.: *Tribologia*. Politechnika Wrocławska, Wrocław 1985.
- [77] Lee K., Pienkowski D.: *Reduction in the initial wear of ultrahigh molecular weight polyethylene after compressive creep deformation*. Wear 203-204, (1997), 375-379.
- [78] Li S.: *Ultra high molecular weight polyethylene: from Charney to cross-linked*. Operative Techniques in Orthopaedics, Vol 11, Nr 4 (Październik), (2001), 288-295.
- [79] Li X., Dong H., Shi W.: *New insights into wear of Ti6Al4V by ultra-high molecular weight polyethylene under water lubricated conditions*. Wear 250, (2001), 553-560.
- [80] Lippert H.: *Anatomia*. Wyd. I polskie pod red. R. Aleksandrowicza, Wydawnictwo medyczne Urban and Portner, Wrocław 1998.
- [81] Liu G., Chen Y., Li H.: *A study on sliding wear mechanism of ultrahigh molecular weight polyethylene/polypropylene blends*. Wear 256, (2004), 1088-1094.

- [82] Livingston BJ., Chmell MJ., Spector M.: *Complications of total hip arthroplasty associated with the use of an acetabular component with a Hylamer liner*. Journal of Bone Surgery, 79, (1997), 1529-1538.
- [83] Łączyński B.: *Tworzywa wielkocząsteczkowe*. Wydawnictwo Naukowo Techniczne, Warszawa 1982
- [84] Malinowski Z., Lenard J.: *A study of the state of stress during cold strip-rolling*. J. Mat. Proc. Tech., 33 (1992), 273-288.
- [85] Marciniak J.: *Biomateriały*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
- [86] Marciniak J.: *Biomateriały w chirurgii kostnej*. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 1992.
- [87] Maquet P.: *Biomechanics of the knee*. Springer-Verlag, J. Sports. Med. 13: Berlin 1983, (1985), 447-448.
- [88] Matsuda S., Whiteside L., White S., McCarthy D.: *Knee Stability in Meniscal Bearing Total Knee Arthroplasty*. Journal of Arthroplasty, Vol. 14, No. 1, (1999).
- [89] Mazzucco D., Spector M.: *Effects of contact area and stress on the volumetric wear of ultrahigh molecular weight polyethylene*. Wear, 254, (2003), 514-522.
- [90] McEwen H., Barnett P., Bell C., Farrar R., Auger D., Stone M., Fisher J.: *The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements*. Journal of Biomechanics, 38, (2005), 357-365.
- [91] McGloughlin T., Kavanagh A.: *The influence of slip ratios in contemporary TKR on the wear of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (PE-UHMW): An Experimental View*. 11th Conference of the ESB, July 8-11, Toulouse, France, (1998).
- [92] Meyer R., Pruitt L.: *The effect of cyclic true strain on the morphology, structure and relaxation behavior of ultra high molecular weight polyethylene*. Polymer, 42, (2001), 5293-5306.
- [93] Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.: *Bionika ruchu. Podstawy zewnętrznego sterowania biomechanizmów i kończyn ludzkich*. PWN, Warszawa 1971.
- [94] Morlock M., Schneider E., Bluhm A., Vollmer M., Bergmann G., Müller V., Honl M.: *Duration and frequency of every day activities in total hip patients*. Journal of Biomechanics, 34, (2001), 873-881.
- [95] Morrison J.: *The mechanics of the knee joint in relation to normal walking*. J. Biomech, 3, (1970), 51-61.
- [96] Myles C., Rowe P., Walker C., Nutton R.: *Knee joint functional range of movement prior to and following total knee arthroplasty measured using flexible electrogoniometry*. Gait and Posture, 16, (2002), 46-54.
- [97] Nabeyama R., Matsuda S., Miura H., Kawano T., Nagamine R., Mawatari T., Tanaka K., Iwamoto Y.: *Changes in anteroposterio stability following total knee arthroplasty*. J. Orthop. Sci., 8, (2003), 526-531.
- [98] Nagura T., Dyrby C., Alexander E., Andriacchi T.: *Mechanical loads at the knee joint during deep flexion*. The Journal of Orthopaedic Research, 20, (2002), 881-886.
- [99] Niinomi M., Wang L., Enjitsu T., Fukunaga K.: *Fatigue characteristics of ultra high molecular weight polyethylene with different molecular weight for implant material*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 12, (2001), 267-272.
- [100] Northwood E., Fisher J., Kowalski R.: *Investigation of the friction and surface degradation of innovative chondroplasty materials against articular cartilage*. Proc. I. Mech. E., Vol. 221, Part H: J, Engineering in Medicine, (2007), 263-279.
- [101] Nuño N., Groppetti R., Senin N.: *Static coefficient of friction between stainless steel and PMMA used in cemented hip and knee implants*. Clinical Biomechanics, 21, (2006), 956-962.
- [102] Ohta M., Hyon S., Tsutumi S.: *Control of crystalline orientation to enhance the wear resistance of ultra-high molecular weight polyethylene crystallization cups for artificial joints*. Wear, 255, (2003), 1045-1050.
- [103] Oonishi H., Kuno M., Tsuji E., Fujisawa A.: *The optimum dose of gamma radiation-heavy doses to low wear polyethylene in total hip prostheses*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 8, (1997), 11-18.
- [104] Podrez-Radziszewska M., Dudziński W.: *Wpływ promieniowania wysokoenergetycznej wiązki elektronów na własności PE-UHMW*, Materiały X Seminarium „Tworzywa sztuczne w budowie maszyn”, Kraków (2003), 303-306.
- [105] Poprawski R., Salejda W.: *Ćwiczenia laboratoryjne z fizyki, część 1 – Podstawy rachunku błędów i opracowania wyników pomiarów*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1996.
- [106] Pruitt L., Ranganathan R.: *Effect of sterilization on the structure and fatigue resistance of medical grade PE-UHMW*. Materials Science and Engineering, C3, (1995), 91-93.
- [107] Pruitt L.: *Deformation, yielding, fracture and fatigue behaviour of conventional and highly cross-linked ultra high molecular weight polyethylene*. Biomaterials, 26, (2005), 905-915.
- [108] Pytko S.: *Zagadnienia kontaktowe wysoko obciążonych elementów maszyn i narzędzi*. Problemy tribologiczne w budowie i eksploatacji maszyn, Kraków, (2000), 9-44.
- [109] Pytko S., Kowal A.: *Implanty stawu biodrowego człowieka*. Materiały IV Sympozjum Mechanika w medycynie, Rzeszów, (1998), 197-209.
- [110] Pytko S.: *Problemy tarcia tocznego*. Wybrane problemy tribologii, Wyd. PWN, Warszawa 1995.
- [111] Pytko S.: *Problemy związane z implantami stawów człowieka*. Proceedings III Conf. On Acoustics Methods and Mechanics in Biomedical Engin., Zakopane 1998.

- [112] Pytko S.: *Tribological problems of rolling friction*. Proc. Vadecka Konferencje „Ve 40 vyroci zalozeni fakulty stroini a elektrotechnicka – Mechanika VSB Ostrawa-Poruba 1995.
- [113] Reeves E., Barton D., FitzPatrick D., Fisher J.: *A two-dimensional model of cyclic strain accumulation in ultra-high molecular weight polyethylene knee replacements*. Proc. Instn. Mech. Engrs., Vol 212, Part H, (1998), 189-198.
- [114] Reinholz A., Wimmer M., Morlock M., Schneider E.: *Analysis of the coefficient of friction as a function of the slide/roll ratio in total knee replacement*. 11th Conference of the ESB, Toulouse, France, July 8-11, (1998).
- [115] Rosenberg A., Andriacchi T., Barden R., Galante J.: *Patellar component failure in cementless total knee arthroplasty*. Clin. Orthop. (1988), 236-106.
- [116] Rusiński E.: *Metoda elementów skończonych - System Cosmos/M*, Wydawnictwa Komunikacji i Łączności, Warszawa 1994.
- [117] Rusiński E.: *Zaawansowana metoda elementów skończonych w konstrukcjach nośnych*. Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2000.
- [118] Rusiński, E., Kopczynski, A., Czmochoński, J.: *Tests of thin-walled beams joined by spot welding*. Journal of Materials Processing Technology, Volume: 157-158, Complete, December 20, (2004), 405-409.
- [119] Rymuza Z.: *Trybologia polimerów ślizgowych*. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1986.
- [120] Saikko V.: *A simulator study of friction in total replacement hip joints*. Proc. Inst. Mech. Engrs, 206, (1992), 201-211.
- [121] Saklakoğlu N., Saklakoğlu I., Short K., Collins G.: *Tribological behaviour of PIII treated AISI 316 L austenitic stainless steel against PE-UHMW counterface*. Wear, 261, (2006), 264-268.
- [122] Salehi F., Firbank T., Lancaster P.: *An experimental determination of the roll pressure distribution in cold rolling*. Int. J. Mech. Sci., 15, (1973), 693-710.
- [123] Samyn P., De Baets P., Van Paepegem W., Van Schepdael L., Suister E., Leendertz J.: *Design of a carbon/epoxy reinforcing ring reducing creep of PE-UHMW in high-loaded sliding contacts*. 8th International Conference on Tribology, Veszprem, (2004), 89-96.
- [124] Samyn P., De Baets P.: *Friction of polyoxymethylene homopolymer in highly loaded applications extrapolated from small-scale testing*. Tribology letters, Vol. 19, No. 3, (2005), 177-189.
- [125] Samyn P., Van Schepdael L., Leendertz J., Van Paepegem W., De Baets P., Degrieck J.: *Deformation of reinforced polymer bearing elements on full-scale compressive strength and creep tests under yielding conditions*. Polymer Testing, 25, (2006), 230-245.
- [126] Santavirta S., Kontinen Y., Lappalainen R., Anttila A., Goodman S., Lind M., Smith L., Takagi M., Gómez-Barrena E., Nordsletten L., Xu J.: *Materials in total joint replacement*. Current Orthopaedics, 12, (1998), 51-57.
- [127] Sathasivam S., Walker P.: *A computer model with surface friction for the prediction of total knee kinematics*. J. Biomechanics, 1997, Vol.30. No. 2, (1996), 177-184.
- [128] Sawae Y., Murakami T., Chen J.: *Effect of synovia constituents on friction and wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding against prosthetic joint materials*. Wear, 216, (1998), 213-219.
- [129] Schipplein O., Andriacchi T.: *Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking*. J. Orthop. Res., 9, (1991), 113-121.
- [130] Schmalzreid T., Dorey F., McKellop H.: *Multifactorial nature of polyethylene wear in vivo*. J. Bone Joint Surg. Am., 80, (1998), 1234-1241.
- [131] Schwenke T., Borgstede L., Schneider E., Andriacchi T., Wimmer M.: *The influence of slip velocity on wear of total knee arthroplasty*. Wear, 259, (2005), 926-932.
- [132] Scott S., Winter D.: *Internal forces at chronic running injury sites*. Med. Sci. Sports. Exercise, 22(3), (1990), 360-366.
- [133] Seireg A., Arvikar R.: *The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking*. J. Biomech, 8, (1975), 89-102.
- [134] Shi W., Dong H., Bell T.: *Tribological behaviour and microscopic wear mechanisms of PE-UHMW sliding against thermal oxidation-treated Ti6Al4V*. Materials Science and Engineering, A291, (2000), 27-36.
- [135] Shi W., Li X., Dong H.: *Improved wear resistance of ultra-high molecular weight polyethylene by plasma immersion ion implantation*. Wear, 250, (2001), 544-552.
- [136] Short A., Gill H., Marks B., Waite J., Kellett C., Price A., O'Connor J., Murray D.: *A novel method for in vivo knee prosthesis wear measurement*. Journal of Biomechanics, 38, (2005), 315-322.
- [137] Smith P., Refshauge K., Scarvell J.: *Development of the concepts of knee kinematics*. Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 84, (2003), 1895-1902.
- [138] Smith-Petersen M.: *Arthroplasty of the hip*. J. Bone Joint Surg., 1339, t. 21 (2), 269-288.
- [139] Sobol E. red.: *Słownik wyrazów obcych*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1995.

- [140] Song J., Liu P., Cremens M., Bonutti P.: *Effects of machining on tribological behavior of ultra high molecular weight polyethylene (PE-UHMW) under dry reciprocating sliding*. Wear, 225-229, (1999), 716-723.
- [141] Steward T., Jin Z., Fisher J.: *Analysis of contact mechanics for composite cushion knee joint replacements*. Proc. Instn. Mech. Engrs., Vol 212, Part H, 1-10.
- [142] Steward T., Jin Z., Fisher J.: *Friction of composite cushion bearings for total knee joint replacements under adverse lubrication conditions*. Proc. Instn. Mech. Engrs., Vol 211, Part H, (1997), 451-465.
- [143] Szczerek M. red., Wiśniewski M., Bajer J., i inni: *Tribologia i tribotechnika*, Instytut Technologii Eksploatacji, Radom 2000.
- [144] Tetreault D., Kennedy F.: *Friction and wear behavior of ultra-high molecular weight polyethylene on Co-Cr and titanium alloys in dry and lubricated environments*. Wear, 133, (1989), 295-307.
- [145] Trachtenbrodt J.: *Polyethylen in der Knie-Endoprotechnik*, Kunststoff, Nr 82, (1992), 420-429.
- [146] Turell M., Friedlaender G., Wang A., Thornhill T., Bellare A.: *The effect of counterface roughness on the wear of PE-UHMW for rectangular wear paths*. Wear, 259, (2005), 984-991.
- [147] Ungethum M., Winkler-Gniewek W.: *Tribologie in der Medizin*. Tribologia und Schmierungstechnik, Nr 5, (1990), 268-277.
- [148] Walker P., Komistek R., Barrett D., Anderson D., Dennis D., Sampson M.: *Motion of a Mobile Bearing Knee Allowing Translation and Rotation*. The Journal of Arthroplasty, Vol 17, No. 1, (2002).
- [149] Walker P.: *A New Concept in Guided Motion Total Knee Arthroplasty*. The Journal of Arthroplasty, Vol. 16, No. 8 Suppl. 1, (2001).
- [150] Wang A., Essner A., Polineni V., Stark C., Dumbleton J.: *Lubrication and wear of ultra high molecular weight polyethylene in total joint replacements*. Tribology International, Vol. 31, No. 1-3, (1998), 17-33.
- [151] Wang A., Polineni V., Stark C., Dumbleton J.: *Effect of Femoral Head Surface Roughness on the Wear of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene Acetabular Cups*. The Journal of Arthroplasty, Vol. 13, No. 6, (1998), 615-620.
- [152] Wang A.: *A unified theory of wear for ultra-high molecular weight polyethylene in multi-directional sliding*. Wear, 248, (2001), 38-47.
- [153] Wang Y., Li J.: *Sliding wear behavior and mechanism of ultra-high molecular weight polyethylene*. Materials Science and Engineering, A266, (1999), 155-160.
- [154] Warren N.: *A short history of total hip replacement*. Joint replacement, Mosby year book, London 1990.
- [155] Wasielewski R., Galat D., Komistek R.: *Correlation of compartment pressure data from an intraoperative sensing device with postoperative fluoroscopic kinematic results in TKA patients*. Journal of Biomechanics, 38, (2005), 333-3339.
- [156] Weisman S.: *Surgical Implant Materials*, ASTM Standardization News, November 1976.
- [157] Werner F., Ayers D., Maletsky L., Rullkoetter P.: *The effect of valgus/varus malalignment on load distribution in total knee replacements*. The Journal of Biomechanics, 38, (2005), 349-355.
- [158] Wieczorek A., Nabrdalik M., Tatar K.: *Wyniki badań zużyciowych endoprotez stawu kolanowego*. Materiały II Sympozjum, Białystok 1999, Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna – IOP' 99.
- [159] Wieczorek A., Tatar K., Nabrdalik M.: *Niektóre aspekty związane ze zużyciem endoprotezy saneczkowej stawu kolanowego*. Mechanika w Medycynie, 5, materiały konferencyjne, Rzeszów 2000.
- [160] Wieleba W., Kowalewski P.: *Wykorzystanie metody elementów skończonych do wyznaczania momentu tarcia w polimerowym łożysku ślizgowym*. Górnictwo Odkrywkowe, R. 48, nr 7/8, (2006), 179-182.
- [161] Wieleba W.: *Metoda numeryczno-doświadczalna wyznaczania oporów tarcia w polimerowych łożyskach ślizgowych podczas rozruchu*. Tribologia, R. 38, nr 3, (2007), 329-337.
- [162] Wierzcholski K., Czajkowski A.: *Rodzaje tarcia w biotribologii*. Materiały konferencyjne, II Sympozjum – Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna IOP'99, Białystok, (1999), 357-369.
- [163] Wierzcholski K., Nowowiejski K., Pytko S.: *Badania lepkości dynamicznej mazi stawowej*. Mechanika w Medycynie, 1994, Nr 2, 73-80.
- [164] Wierzcholski K., Pytko S.: *Metoda wyznaczania parametrów biołożyska smarowanego cieczą nieniewtonowską*. Tribologia, (1993), 9-12.
- [165] Wilczyński A.: *Mechanika polimerów w praktyce konstrukcyjnej*. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1984.
- [166] Wimmer M., Andriacchi T.: *Tractive forces during rolling motion of the knee: Implications for wear in total knee replacement*. The Journal of Biomechanics, Vol. 30, no. 2, (1997), 131-137.
- [167] Xiao L., Björklund S., Rosén B.: *The influence of surface roughness and the contact pressure distribution on friction in rolling/sliding contacts*. Tribology International, 40, (2007), 694-698.
- [168] Xiong D., Ge S.: *Friction and wear properties of PE-UHMW/Al₂O₃ ceramic under different lubricating conditions*. Wear, 250, (2001), 242-245.
- [169] Yao J., Laurent M., Johnson T., Blanchard C., Crowninshield R.: *The influences of lubricant and material on polymer/CoCr sliding friction*. Wear, 255, (2003), 780-784.

-
- [170] Young S., Lotito M., Keller T.: *Friction reduction in total joint arthroplasty*. *Wear*, 222, (1998), 29-37.
- [171] Yu B., Stuart M., Kienbacher T., Growney E., An K.: *Valgus-varus motion of the knee in normal level walking and stair climbing*. *Clinical Biomechanics*, Vol. 12, No. 5, (1997), 286-293.
- [172] Zach L., Konvickova S., Ruzicka P.: *Finite element analyses of modular knee joint replacement*, *Inżynieria Biomateriałów*, 47-53, (2005), 22-23.
- [173] Zhang S., Hodgson P., Cardew-Hall M., Kalyanasundaram S.: *A finite element simulation of micro-mechanical frictional behaviour in metal forming*. *Journal of Material Processing Technology*, 134, (2003), 81-91.
- [174] Zhu C., Jacobs O., Jaskulka R., Köller W., Wu W.: *Effect of counterpart material and water lubrication on the sliding wear performance of crosslinked and non-crosslinked ultra high molecular weight polyethylene*. *Polymer Testing*, 23, (2004), 665-673.
- [175] Żuchowska D., *Polimery konstrukcyjne – wprowadzenie do technologii stosowania*, Wydawnictwo Naukowo Techniczne, Warszawa 2000.

Załącznik 1.

Dane techniczne materiału Chirulen 1020 (PE-UHMW)

Materiał zgodny z normą ISO 5834 oraz ASTM F 648, GUR 1020

Cecha materiałowa	Wartość	Jednostka
Średni ciężar cząsteczkowy (wg Margoliego)	$5 * 10^6$	(g/mol)
Liczba lepkościowa	> 2000	(ml/g)
Gęstość	927 ÷ 944	(kg/m ³)
Chłonność wilgoci przy 23°C	< 0,01	(%)

Własności mechaniczne	Wartość	Jednostka
Granica plastyczności	> 21	[MPa]
Wytrzymałość na rozciąganie	> 35	[MPa]
Wydłużenie przy zerwaniu	> 300	(%)
Moduł sprężystości podłużnej (Younga)	około 720	[MPa]
Współczynnik Poissona	0,38	-
Udarność (wg Charpy 23 °C)	nie pęka	(kJ/m ²)
Twardość w skali Shore'a D	60 - 65	-

Własności termiczne	Wartość	Jednostka
Temperatura topnienia DSC, 10 K/min	130 - 135	(°C)
Temperatura mięknięcia wg Vicata	80	(°C)
Współczynnik rozszerzalności cieplnej pomiędzy 23 °C a 80 °C	$2 * 10^{-4}$	(K ⁻¹)
Przewodność cieplna	około 0,4	(W/(m * K))

Załącznik 2.

Wartości współczynnika tarcia μ zastosowane w modelu numerycznym w zależności od poślizgu s oraz nacisku jednostkowego p dla pary 316L - PE-UHMW											
s [mm/s]	p [MPa]										
	0,05	0,10	0,25	0,40	0,90	1,60	2,50	3,60	5,00	7,00	10,00
0,5	0,1209	0,1151	0,1015	0,0924	0,0825	0,0800	0,0782	0,0754	0,0713	0,0702	0,0705
1,0	0,1207	0,1149	0,1013	0,0922	0,0823	0,0798	0,0780	0,0752	0,0711	0,0700	0,0703
5,0	0,1191	0,1133	0,0997	0,0906	0,0807	0,0782	0,0764	0,0736	0,0695	0,0684	0,0687
10,0	0,1171	0,1113	0,0977	0,0886	0,0787	0,0762	0,0744	0,0716	0,0675	0,0664	0,0667
15,0	0,1151	0,1093	0,0957	0,0866	0,0767	0,0742	0,0724	0,0696	0,0655	0,0644	0,0647
20,0	0,1131	0,1073	0,0937	0,0846	0,0747	0,0722	0,0704	0,0676	0,0635	0,0624	0,0627
25,0	0,1111	0,1053	0,0917	0,0826	0,0727	0,0702	0,0684	0,0656	0,0615	0,0604	0,0607
30,0	0,1091	0,1033	0,0897	0,0806	0,0707	0,0682	0,0664	0,0636	0,0595	0,0584	0,0587
40,0	0,1051	0,0993	0,0857	0,0766	0,0667	0,0642	0,0624	0,0596	0,0555	0,0544	0,0547
45,0	0,1031	0,0973	0,0837	0,0746	0,0647	0,0622	0,0604	0,0576	0,0535	0,0524	0,0527
50,0	0,1011	0,0953	0,0817	0,0726	0,0627	0,0602	0,0584	0,0556	0,0515	0,0504	0,0507
55,0	0,0991	0,0933	0,0797	0,0706	0,0607	0,0582	0,0564	0,0536	0,0495	0,0484	0,0487
60,0	0,0971	0,0913	0,0777	0,0686	0,0587	0,0562	0,0544	0,0516	0,0475	0,0464	0,0467
65,0	0,0951	0,0893	0,0757	0,0666	0,0567	0,0542	0,0524	0,0496	0,0455	0,0444	0,0447
70,0	0,0931	0,0873	0,0737	0,0646	0,0547	0,0522	0,0504	0,0476	0,0435	0,0424	0,0427
80,0	0,0891	0,0833	0,0697	0,0606	0,0507	0,0482	0,0464	0,0436	0,0395	0,0384	0,0387
90,0	0,0851	0,0793	0,0657	0,0566	0,0467	0,0442	0,0424	0,0396	0,0355	0,0344	0,0347

Załącznik 3.

Wartości współczynnika tarcia μ zastosowane w modelu numerycznym w zależności od poślizgu s oraz nacisku jednostkowego p dla pary CoCrMo - PE-UHMW											
s [mm/s]	p [MPa]										
	0,05	0,10	0,25	0,40	0,90	1,60	2,50	3,60	5,00	7,00	10,00
0,5	0,1069	0,1011	0,0937	0,0886	0,0831	0,0835	0,0848	0,0822	0,0837	0,0832	0,0865
1,0	0,1071	0,1013	0,0939	0,0888	0,0833	0,0837	0,0850	0,0824	0,0839	0,0834	0,0867
5,0	0,1087	0,1029	0,0955	0,0904	0,0849	0,0853	0,0866	0,0840	0,0855	0,0850	0,0883
10,0	0,1107	0,1049	0,0975	0,0924	0,0869	0,0873	0,0886	0,0860	0,0875	0,0870	0,0903
15,0	0,1127	0,1069	0,0995	0,0944	0,0889	0,0893	0,0906	0,0880	0,0895	0,0890	0,0923
20,0	0,1147	0,1089	0,1015	0,0964	0,0909	0,0913	0,0926	0,0900	0,0915	0,0910	0,0943
25,0	0,1167	0,1109	0,1035	0,0984	0,0929	0,0933	0,0946	0,0920	0,0935	0,0930	0,0963
30,0	0,1187	0,1129	0,1055	0,1004	0,0949	0,0953	0,0966	0,0940	0,0955	0,0950	0,0983
40,0	0,1227	0,1169	0,1095	0,1044	0,0989	0,0993	0,1006	0,0980	0,0995	0,0990	0,1023
45,0	0,1247	0,1189	0,1115	0,1064	0,1009	0,1013	0,1026	0,1000	0,1015	0,1010	0,1043
50,0	0,1267	0,1209	0,1135	0,1084	0,1029	0,1033	0,1046	0,1020	0,1035	0,1030	0,1063
55,0	0,1287	0,1229	0,1155	0,1104	0,1049	0,1053	0,1066	0,1040	0,1055	0,1050	0,1083
60,0	0,1307	0,1249	0,1175	0,1124	0,1069	0,1073	0,1086	0,1060	0,1075	0,1070	0,1103
65,0	0,1327	0,1269	0,1195	0,1144	0,1089	0,1093	0,1106	0,1080	0,1095	0,1090	0,1123
70,0	0,1347	0,1289	0,1215	0,1164	0,1109	0,1113	0,1126	0,1100	0,1115	0,1110	0,1143
80,0	0,1387	0,1329	0,1255	0,1204	0,1149	0,1153	0,1166	0,1140	0,1155	0,1150	0,1183
90,0	0,1427	0,1369	0,1295	0,1244	0,1189	0,1193	0,1206	0,1180	0,1195	0,1190	0,1223

Załącznik 4.

Wartości współczynnika tarcia μ zastosowane w modelu numerycznym w zależności od poślizgu s oraz nacisku jednostkowego p dla pary Ti6Al4V - PE-UHMW											
s [mm/s]	p [MPa]										
	0,05	0,10	0,25	0,40	0,90	1,60	2,50	3,60	5,00	7,00	10,00
0,5	0,1169	0,1111	0,1025	0,0962	0,0820	0,0736	0,0744	0,0737	0,0745	0,0762	0,0773
1,0	0,1171	0,1113	0,1027	0,0964	0,0822	0,0738	0,0746	0,0739	0,0747	0,0764	0,0775
5,0	0,1187	0,1129	0,1043	0,0980	0,0838	0,0754	0,0762	0,0755	0,0763	0,0780	0,0791
10,0	0,1207	0,1149	0,1063	0,1000	0,0858	0,0774	0,0782	0,0775	0,0783	0,0800	0,0811
15,0	0,1227	0,1169	0,1083	0,1020	0,0878	0,0794	0,0802	0,0795	0,0803	0,0820	0,0831
20,0	0,1247	0,1189	0,1103	0,1040	0,0898	0,0814	0,0822	0,0815	0,0823	0,0840	0,0851
25,0	0,1267	0,1209	0,1123	0,1060	0,0918	0,0834	0,0842	0,0835	0,0843	0,0860	0,0871
30,0	0,1287	0,1229	0,1143	0,1080	0,0938	0,0854	0,0862	0,0855	0,0863	0,0880	0,0891
40,0	0,1327	0,1269	0,1183	0,1120	0,0978	0,0894	0,0902	0,0895	0,0903	0,0920	0,0931
45,0	0,1347	0,1289	0,1203	0,1140	0,0998	0,0914	0,0922	0,0915	0,0923	0,0940	0,0951
50,0	0,1367	0,1309	0,1223	0,1160	0,1018	0,0934	0,0942	0,0935	0,0943	0,0960	0,0971
55,0	0,1387	0,1329	0,1243	0,1180	0,1038	0,0954	0,0962	0,0955	0,0963	0,0980	0,0991
60,0	0,1407	0,1349	0,1263	0,1200	0,1058	0,0974	0,0982	0,0975	0,0983	0,1000	0,1011
65,0	0,1427	0,1369	0,1283	0,1220	0,1078	0,0994	0,1002	0,0995	0,1003	0,1020	0,1031
70,0	0,1447	0,1389	0,1303	0,1240	0,1098	0,1014	0,1022	0,1015	0,1023	0,1040	0,1051
80,0	0,1487	0,1429	0,1343	0,1280	0,1138	0,1054	0,1062	0,1055	0,1063	0,1080	0,1091
90,0	0,1527	0,1469	0,1383	0,1320	0,1178	0,1094	0,1102	0,1095	0,1103	0,1120	0,1131