

Aleksander KOWAL
Politechnika Śląska, Gliwice

OPORY RUCHU KULI W CZASZY KULISTEJ

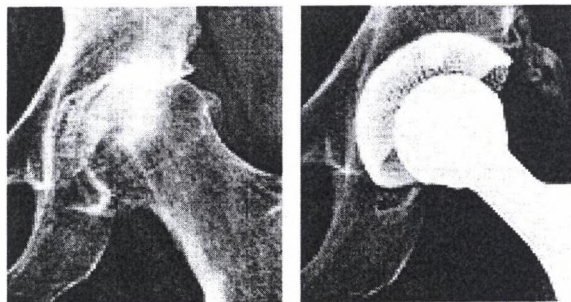
Streszczenie. W artykule przedstawiono wstępne wyniki badań oporów ruchu oscylacyjnego kuli ze stali łożyskowej w czaszy kulistej wykonanej z poliamidu. Ta para pracowała w środowisku wybranych czynników smarnych. Pokazano także konstrukcje wkładek, których zadaniem jest amortyzowanie obciążeń uderowych i wyrównywanie nacisków jednostkowych na współpracujących powierzchniach kulistych.

RESISTANCE TO THE MOTION OF BALL IN THE SPHERICAL CAP

Summary. In the article there are the initial results of the research on resistance to the oscillating ball (made of bearing steel) in the spherical cap made of polyamid. Both elements worked after application of different lubricants. One shows also the construction of the inserts, which are to absorb the shocks and equalise the surface pressures between the ball and the cap.

1. Wstęp

Problematyka oporów ruchu pary ciernej kula - czasza kulista dotyczy przegubów kulistych stosowanych w wielu maszynach i urządzeniach. Jednak najczęściej problematyka ta występuje przy rozpatrywaniu kulistych stawów człowieka (staw biodrowy i barkowy) oraz ich endoprotez (rys. 1).



Rys.1. Staw biodrowy biologiczny i jego endoproteza [14]

Fig.1. Biological joint and endoprosthesis of hip joint [14]

Endoprotezy stosowane dla celów medycznych wykonane są z różnych materiałów tworzących parę cierną (czop i panewka):

- metal z metalem, np. CoCrMo,
- metal z tworzywem sztucznym (polietylen HDPE, UHMWPE),
- materiały ceramiczne (tlenek aluminium Al_2O_3 , tlenek cyrkonu ZrO_2 , azotek krzemu Si_3N_4) z tworzywem sztucznym.

Pomimo stosowania ww. materiałów endoprotezy charakteryzują się dużymi współczynnikami tarcia, co wpływa negatywnie na trwałość węzła, a nadmierne zużycie tribologiczne powierzchni panewki w endoprotezie stawu wykonanej najczęściej z tworzywa sztucznego [1, 3, 4, 5, 15] powoduje niekorzystne reakcje organizmu na produkty zużycia.

Wynika z tego, że problematyka związana z poprawą działania endoprotez stawów, a także zniszczonego procesem chorobowym stawu biologicznego jest ciągle aktualna [11, 16, 17, 18]. Wydaje się, co wynika z postępu prac teoretycznych i eksperymentalnych, że w niektórych przypadkach zniszczone powierzchnie w stawie biologicznym można będzie uratować poprzez próbę ich zregenerowania [2], a środkami pomocniczymi mogą być między innymi różnego rodzaju osłony lub wkładki [6, 8, 10]. Ich zastosowanie, nawet tylko jako środka wspomagającego, do przesunięcia w czasie operacyjnego usztywnienia stawu, artrodezy lub krańcowo do doszczętej, nieodwracalnej likwidacji stawu biologicznego i zastąpienia go endoprotezą, wydaje się być uzasadnione. Poniżej przedstawiono propozycje przykładowych rozwiązań konstrukcyjnych wkładki do przegubu kulistego, pełniącej rolę elementu pośredniczącego i oddzielającego powierzchnie pary cierniej.

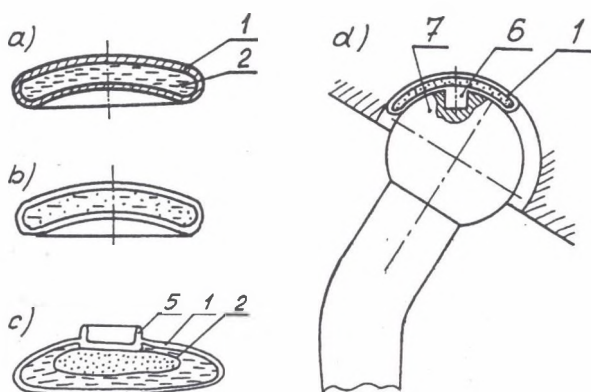
2. Wkładki do przegubu kulistego

Względny ruch obrotowy współpracującej pary w stawach biologicznych, głowy kości udowej i panewki (staw biodrowy) dokonuje się głównie za pomocą poślizgu.

W pewnych przypadkach istnieje potrzeba poprawy działania przegubu kulistego. Poprawa pracy polegać może między innymi na rozdzieleniu współpracującej pary cierniej elementem trzecim [7, 9], który powinien;

- równomiernie rozłożyć obciążenie w stawie (naciski powierzchniowe),
- zmniejszyć drogę poślizgu na powierzchniach roboczych stawu,
- tłumić i amortyzować obciążenia dynamiczne i udary,
- zmniejszyć opory ruchu.

Elementem, który w znacznym stopniu spełnia te oczekiwania, są wkładki pokazane na rys. 2 [6].



Rys. 2. Wkładki [6]
Fig. 2. Inserts [6]

Wkładka (rys. 2) ma postać szczelnego i kulistego balonu (pojemnika), którą po ściśnięciu wypełnia się porcją cieczy. Ciecz we wkładce pełni zadanie czynnika smarnego. Wkładka ułożona między panewką i kulą pozwala na ruch obrotowy o pewien kąt, np. 30° . Wartość tego kąta zależy od geometrii wkładki oraz zastosowanego materiału, przy czym obrót ten wykonywany jest bez poślizgu pomiędzy zewnętrzną powierzchnią wkładki i powierzchniami stawu. Brak poślizgu jest wynikiem obtaczania się wkładki, która pełni rolę elastycznego elementu tocznego.

Powierzchnie wkładki odkształconej zewnętrznymi siłami przylegają do powierzchni czaszy (panewki) i kuli. Pojemnik wkładki w postaci balonika wykonany powinien być z elastycznego materiału - tworzywa, który powinien także posiadać odpowiednią wytrzymałość na rozrywanie, a w szczególności na przeginięcie. Powinien być obojętny na działanie czynnika smarnego. Istnieje szereg możliwości kształtowania postaci konstrukcyjnej wkładki. Jedną z nich jest zastosowanie jako czynnika smarnego porcji cieczy i gazu. Gaz może być umieszczony także w dodatkowym pojemniku wewnętrznym, wykonanym z elastycznego i o małej grubości materiału.

Gaz zmniejsza swą objętość przy zwiększaniu się ciśnienia, co ma szczególne znaczenie przy działaniu sił dynamicznych i uderowych. Przy tego typu obciążeniach wkładka będzie amortyzowała te siły.

3. Naciski powierzchniowe

Obciążenie współpracujących powierzchni oceniać można na podstawie wartości nacisków jednostkowych.

$$p = F/S, \quad (1)$$

gdzie: F - siła obciążająca staw,
 S - pole powierzchni styku.

Współczynnik uwzględniający wpływ siły dynamicznej na obciążenie przegubu K_d wynosi:

$$K_d = (F_{st} + F_d) / F_{st} = 1 + N_d, \quad (2)$$

gdzie $N_d = F_d / F_{st}$ jest współczynnikiem nadwyżki dynamicznej.

Całkowite obciążenie F wynosi zatem:

$$F = F_{st} \cdot K_d = m \cdot g (1 + N_d) \quad (3)$$

W przypadku przegubu wykonanego z metalu, w którym istnieje proporcja pomiędzy naprężeniem i odkształceniem wg prawa Hooke'a $\sigma = E \cdot \varepsilon$, gdzie naprężenie $\sigma = F/S$, względne wydłużenie $\varepsilon = \Delta l/l$ można wyznaczyć największą wartość nacisków na powierzchni styku, określaną jako naprężenie stykowe. Naprężenia te oblicza się za pomocą wzorów Herta [13].

W przypadku współpracy kuli i czaszy kulistej, przy której występuje ciasne pasowanie, ruch względny jest poślizgiem. Jeśli w połączeniu pasowanie jest luźne, wystąpi ruch toczny, a po przekroczeniu kąta tarcia ρ pomiędzy współpracującymi materiałami ($\operatorname{tg} \rho = \mu$) następuje poślizg.

Największe naprężenie nacisku oblicza się ze wzoru Herta

$$p_{\max} = 0,918 \cdot \sqrt[3]{\frac{F \cdot \left(\frac{D_1 - D_2}{D_1 D_2} \right)^2}{\left(\frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right)^2}}, \quad (4)$$

gdzie: F - siła dociskająca powierzchnie walcowe, [N]

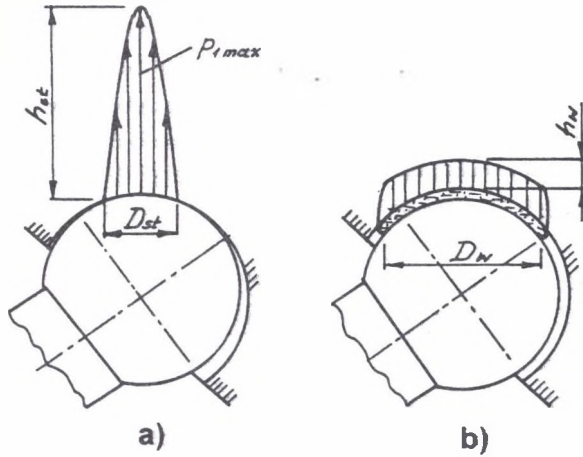
$E_{1,2}$ - moduły Younga (sprężystości wzdłużnej) materiałów walców, [MPa]

ν - liczba Poissona (dla stali 0,3 do 0,35, dla żeliwa 0,25),

$D_{1,2}$ - średnice krzywizn stykających się powierzchni, [mm].

4. Wpływ elastycznej wkładki na rozkład nacisków powierzchniowych

Na rysunku 3 pokazano przykładowe rozkłady nacisków powierzchniowych przy takim samym obciążeniu dla dwóch wariantów materiałowo-konstrukcyjnych.



Rys. 3. Przykładowe rozkłady nacisków jednostkowych; a) –kula i czasza z twardego tworzywa, b) –po zastosowaniu elastycznej wkładki

Fig. 3. Pressures distribution, a) –metal ball or one made from another hard material, b) –ball from any material with application of elastic insert with fluid

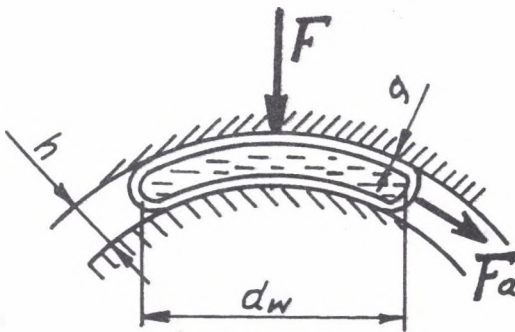
Przykładowe rozkłady nacisków jednostkowych z rys. 3 wykazują, że po zastosowaniu wkładki można oczekiwać zdecydowanego zmniejszenia się największych nacisków powierzchniowych w endoprotezie.

Jeżeli przyjmie się, że średnica styku ściśniętej wkładki ze współpracującymi elementami D_w jest dwukrotnie większa od średnicy styku współpracujących elementów D_{st} , a obciążenie F jest w obu przypadkach takie samo, co oznacza, że także objętości rozkładów nacisków jednostkowych $V_{st}=V_w$, to można oczekiwać w przypadku zastosowania wkładki, że wyrównany nacisk powierzchniowy będzie o rząd wielkości mniejszy.

We wkładce obciążonej siłą F występuje ciśnienie o wartości

$$p \approx \frac{4 \cdot F}{\pi \cdot d_w^2}, \quad (5)$$

gdzie d_w jest rzutem średnicy wewnętrznej obciążonej wkładki (rys. 4).



Rys. 4. Obciążenie i geometria elastycznej wkładki
Fig. 4. The load and geometry of elastic insert

Siła rozrywająca wkładkę F_a w przypadku najmniej korzystnym, bez uwzględniania tarcia między powierzchnią wkładki i współpracującymi powierzchniami kuli i czaszy (czopa i panewki), obliczyć można z zależności

$$F_a = p \cdot d_w \cdot (h - 2g) \quad (6)$$

Podstawiając (5) do (6) otrzymuje się:

$$F_a \approx \frac{4}{\pi \cdot d_w} \cdot F \cdot (h - 2g) \quad (7)$$

Naprężenie rozrywające elastyczny pojemnik wkładki po uwzględnieniu (7) wynosi:

$$\sigma_r = \frac{4 \cdot F \cdot (h - 2g)}{\pi \cdot d_w \cdot S_w} \quad (8)$$

gdzie S_w jest polem przekroju powłoki (osłony) wkładki.

Przyjmując przykładowe dane: $F = 1000$ [N], $h = 3$ [mm], $g = 0,5$ [mm], $d_w = 30$ [mm] i z pewnym przybliżeniem $S_w \approx 35$ [mm²], naprężenie rozrywające elastyczny pojemnik wkładki wynosi $\sigma_r = 2,42$ [N/mm²] $\approx 2,5$ [MPa].

5. Stanowisko badawcze do oceny oporów ruchu w przegubie

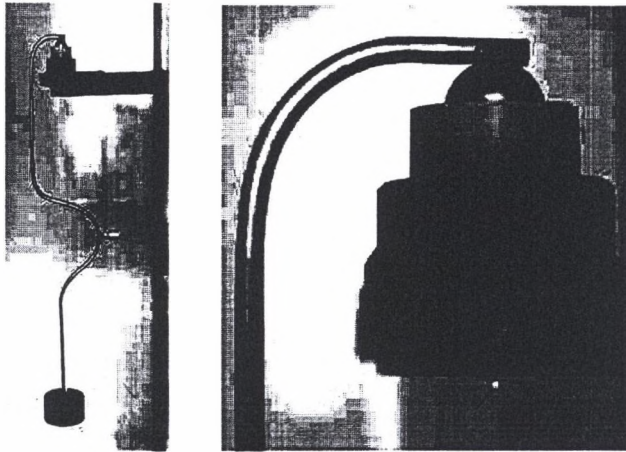
Zasadniczym zadaniem wkładki jest wyeliminowanie pracy tarcia, co powoduje brak zużycia współpracujących powierzchni. Z tego powodu brak pracy tarcia jest sprawą niezmiernie istotną. W przypadku pracy elastycznej wkładki, polegającej na obtaczaniu się między ruchomymi względem siebie powierzchniami, mogą wystąpić trzy fazy pracy:

- faza obtaczania się wkładki przy braku wydłużeń błony wkładki (dla wymiarów geometrycznych wkładki jak powyżej, kąt takiego ruchu wynosi ok. 30°),
- faza obtaczania się wkładki przy wydłużeniach błony (kąt obtaczania wynosi >30°),
- faza poślizgu zewnętrznej powierzchni wkładki względem powierzchni kuli i czaszy.

Najkorzystniejszą formą współpracy wkładki w przegubie kulistym jest faza obtaczania się przy nieznacznym wydłużeniu błony wkładki, a wynikających z działania sił F_a (rys. 4).

Opory ruchu przy tarcu toczno – ślizgowym, jaki występuje w przegubie kulistym, są trudne do oceny. Do próby wstępnego ich oszacowania zastosowano pomysł użycia wahadła, w którym kula wykonuje oscylacyjne ruchy obrotowe względem czaszy kulistej.

Użyto kuli ze stali łożyskowej w poliamidowej czaszy. Do oceny współczynników tarcia dla tej pary materiałów i wybranych czynników smarnych wykorzystano urządzenie pokazane na rys. 5 [12].



Rys. 5. Stanowisko badawcze do oceny współczynnika oscylacyjnego tarcia tocznego
Fig. 5. Test rig for the evaluation of oscillating coefficient of rolling friction

Do układu wahadła dostarczano energię potencjalną E_p poprzez takie wychylenie, aby uzyskać określoną wysokość podnoszenia h środka ciężkości masy m wahadła.

Dostarczona wartość energii potencjalnej wynosi:

$$E_p = m \cdot g \cdot h, \quad (9)$$

gdzie: m - masa wahadła,
 g - przyspieszenie ziemskie,
 h - wysokość podnoszenia.

W styku pomiędzy kulą ze stali łożyskowej i współpracującą czaszą kulistą z poliamidu PA6 i z określonym czynnikiem smarnym od pierwszego wychylenia wahadła występuje rozproszenie zadanej energii potencjalnej. Całkowite jej rozproszenie jest pracą tarcia. Pracę tarcia, do chwili zatrzymania się ruchu wahadła, można w przybliżeniu wyznaczyć z zależności

$$L_T = T \cdot S = m \cdot g \cdot \mu_z \cdot i \cdot s_s, \quad (10)$$

gdzie: T - siła tarcia,
 S - całkowita droga tarcia,
 μ_z - zastępczy współczynnik oporu ruchu,
 i - liczba pojedynczych wahań wahadła,
 s_s - uśredniona droga pojedynczego, względnego ruchu w styku pomiędzy kulą i współpracującą czaszą kulistą.

Z porównania zależności (9) i (10) wyznaczyć można dla oscylacyjnego, sumarycznego ruchu tocznego i ślizgowego zastępczy współczynnik tarcia μ_z .

$$\mu_z = \frac{h}{i \cdot s_s} \quad (11)$$

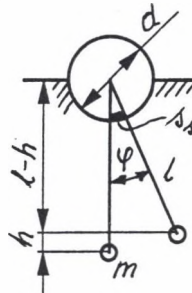
Z geometrii ruchu wahadła (rys. 6) wynika kąt pierwszego wychylenia φ

$$\varphi = \arccos \frac{l-h}{l}, \quad (12)$$

gdzie: φ - kąt pierwszego wychylenia wahadła w stopniach,

l - długość wahadła [mm],

h - wysokość podnoszenia masy m wahadła [mm].



Rys. 6. Schemat położenia spoczynkowego wahadła i po pierwszym wychyleniu
Fig. 6. Scheme of rest orientation of pendulum and after the first oscillation

Uśrednioną drogę względnego ruchu w styku pomiędzy kulą i współpracującym elementem można z wystarczającą dokładnością wyznaczyć z proporcji $\pi d/360 = s_z/\varphi$. Wtedy

$$s_z = \frac{\varphi}{360} \cdot \pi \cdot d \quad (13)$$

Podstawiając (12) i (13) do wzoru (11) uzyskuje się zależność do obliczania zastępczego współczynnika oporu ruchu oscylacyjnego kuli o średnicy d w czaszy kulistej w zależności od długości wahadła l , początkowego kąta jego wychylenia φ^0 i od liczby wahnień i w postaci:

$$\mu_z = \frac{h}{i \cdot \pi \cdot d} \cdot \frac{360}{\arccos \frac{l-h}{l}} \quad (14)$$

Wymiary geometryczne zastosowanego wahadła wynoszą: długość wahadła $l = 603$ [mm], wysokość podnoszenia środka ciężkości wahadła $h = 16$ [mm] przy pierwszym wychyleniu, średnica łożyskowej kuli stalowej $\phi 30$ [mm], średnica poliamidowej czaszy kulistej $\phi 31$ [mm]. Wahadło o tych wymiarach wykazuje 77 pojedynczych (w jednym kierunku) wahnień na minutę.

Dla tych wymiarów geometrycznych i stałym pierwszym wychyleniu, zastępczy współczynnik oporu ruchu oscylacyjnego, obliczony z zależności od (9) do (14), wynosi w przybliżeniu

$$\mu_z = \frac{4,5}{i} \quad (15)$$

W tabelicy 1 umieszczono, na podstawie zależności (16), wyniki wstępnych badań oporów ruchu kuli przy oscylacyjnym ruchu obrotowym w poliamidowej czaszy kulistej, przy czym styk tej pary cieńiej pracuje w środowisku wybranych czynników smarnych. Wskaźnik

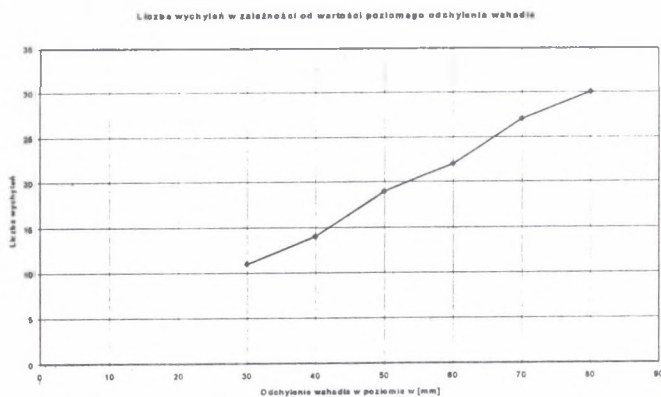
względny oporu ruchu k_{μ} jest ilorazem zastępczych współczynników oporu ruchu μ_c dla pary ciennej z zastosowanym czynnikiem smarnym i pracy na sucho (Lp. 1 w tablicy 1).

Tablica 1

Zastępczy współczynnik oporu przy względnym oscylacyjnym ruchu obrotowym łożyskowej kuli stalowej po poliamidowej czaszy kulistej w środowisku różnych czynników smarnych

Lp.	Czynnik smarny	Liczba pojedynczych wahań wahadła i	Zastępczy współczynnik oporu ruchu oscylacyjnego μ_z	Wskaźnik względnego oporu ruchu $k_{\mu z}$
1	Praca na sucho	30	0,15	1,0
2	Olej parafinowy RR 654 (USA)	75	0,06	0,40
3	Olej TWO 207 (USA)	74	0,06	0,40
4	Olej Hipol 15	64	0,07	0,47
5	Smar Liten EPG 0	48	0,09	0,60
6	Smar Renolit-Duraplex 6	33	0,14	0,93
7	Smar LT4 S3	48	0,09	0,60
8	Woda	34	0,13	0,87
9	Wodny roztwór soli NaCl, 5%	42	0,11	0,73
10	Wodny roztwór z szarym mydłem	64	0,07	0,47
11	Benzyna ekstrakcyjna	36	0,12	0,80
12	Wkładka lateksowa wypełniona powietrzem	od 240 do 590	0,02-0,008	0,13-0,05

Przebieg zależności liczby pojedynczych wahań w zależności od odchylenia w poziomie, określającego wysokość podnoszenia, pokazano na rys. 7. Jest to przykład współpracy kuli stalowej i poliamidowej czaszy kulistej przy pracy bez smarowania (praca na sucho), przy czym największemu odchyleniu w poziomie - 80 [mm] odpowiada wysokość podnoszenia masy wahadła $h = 16$ [mm].



Rys. 7. Liczba pojedynczych wahań w zależności od wartości wychYLENIA w poziomie
Fig. 7. Number of single oscillation value in horizontal direction

6. Uwagi końcowe

Z przeprowadzonych badań wstępnych wynika, że można w prosty sposób wyznaczać zastępcze współczynniki oporu przy oscylacyjnym i względnym ruchu obrotowym kuli ze stali łożyskowej w poliamidowej czaszy kulistej. Obecnie wprowadza się wiele nowych materiałów konstrukcyjnych i smarnych o różnych własnościach. Przedstawiony sposób badania pozwala na porównanie oporów oscylacyjnego ruchu doboranych współpracujących materiałów w różnych warunkach środowiskowych, tj. po zastosowaniu różnych czynników smarnych.

Z geometrii współpracującej ze stawem wkładki można oszacować względne kąty obrotu w przegubie kulistym, przy których materiał wkładki jest jedynie przeginany. Te kąty obrotu nie powodują rozciągliwego wydłużania się materiału wkładki. Wartości tych kątów w zależności od postaci konstrukcyjnej wkładki i wymiarów geometrycznych stawów wynoszą $\alpha \approx 20^\circ \div 40^\circ$ w przekroju poprzecznym do kierunku ruchu obtaczania się wkładki (odchylenia od osi głównej stawu), zaś przy obrocie dookoła głównej osi symetrii wkładki $\beta \approx 30^\circ \div 90^\circ$. Kąty większe od podanych powodują, w zależności od podatności materiału, wydłużenie powłoki bądź poślizg wkładki względem powierzchni rozpatrywanego przegubu.

Powyższa uwaga oznacza, że dość szeroki zakres kątów ruchu, np. w stawie z wkładką, pozwala na pracę bez poślizgu, dlatego powinien być argumentem za stosowaniem jej w stawach biologicznych. Wkładki mogą uzupełnić spektrum możliwości chirurgicznego leczenia. Proponowane postacie konstrukcyjne wkładek dają nadzieję na możliwość ich zastosowania także w endoprotezach częściowych, ponieważ powodują równomierność nacisków powierzchniowych, zdecydowanie zmniejszają poślizgi na powierzchniach roboczych, tłumią drgania, amortyzują obciążenia dynamiczne i udary, a także zmniejszają opory ruchu.

Opanowanie technologii wytwarzania wkładek do stawu biologicznego z uwzględnieniem materiałów o odpowiedniej wytrzymałości zmęczeniowej na przeginanie i zgodności biomedycznej, tj. odpowiedniego stopnia neutralności, wymaga wielu interdyscyplinarnych działań. Na obecnym etapie w celu opanowania problemów konstrukcyjno-technologicznych możliwe jest próbne stosowanie silikonu.

LITERATURA

1. Beutler H., Lehmann M., Stähli G.: Wear behaviour of medical engineering materials. *Wear*, nr 33/1975, s. 337-350
2. Brühl W.: Przewlekłe zapalenie stawów (Polyarthritits chronica). *Vademecum terapii*, s. 864-872. PZWL, Warszawa, 1975

3. Burcan J., Cwanek J., Gierzyńska-Dolna M., Korzyński M.: Bio-tribologiczne aspekty smarowania na przykładzie endoprotezy stawu biodrowego. Tribologia nr 4/96 (148), s. 338-353 -XXI Jesienna Szkoła Tribologiczna
4. Dąbrowski J.R.: Problemy alloplastyki stawu biodrowego człowieka. Tribologia nr 4/96 (148), s. 365-374 -XXI Jesienna Szkoła Tribologiczna
5. Gierzyńska-Dolna M., Krzesiński G., Lacki P., Adamus J.: Aspekty materiałowe i tribologiczne doboru materiałów na endoprotezy stawu biodrowego. Materiały I Sympozjum Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna –IOP 97, s.81-87. Białystok 23-25.VI.1997
6. Kowal A., Dębska-Chwaja A., Pytko S.: Wkładka do stawu biologicznego, szczególnie podatna. Zgłoszenie patentowe w DBNiTT Politechniki Śląskiej, nr P-319460 z dnia 10.04.1997
7. Kowal A., Dębska-Chwaja A., Pytko S.: Wkładka ślizgowa do stawu biologicznego. Zgłoszenie patentowe nr P-319461 z dnia 10.04.1997
8. Kowal A., Gierzyńska-Dolna M., Pytko S.: Wkładka do stawu biologicznego i endoprotezy. Zgłoszenie patentowe w DBNiTT Politechniki Śląskiej, nr P- 316973 z dnia 24.09.1996
9. Kowal A., Pytko S. i in.: Wkładka do stawu biologicznego. Materiały I Sympozjum Inżynieria Ortopedyczna i Protetyczna-IOP 97, s. 409-413, Białystok 23-25.06.1997
10. Kowal A., Pytko S. i in.: Zgłoszenie patentowe nr P 316 972 z dnia 12.11.1996: Wkładka kompozytowa do stawu biologicznego i endoprotezy
11. Kowal A.: Wkładki do częściowej endoprotezy stawu biodrowego. Materiały Seminarium; Biomechanika w implantologii, s. 61-66. Ustroń 17-18.X.1997
12. Kowal A.: Badania oporu ruchu tocznego. Międzynarodowa Konferencja Naukowa: Górnictwo Zrównoważonego Rozwoju. Materiały Konferencji III: Energooszczędne i niezawodne maszyny górnicze. Gliwice 30.11.2000 (w druku)
13. Mały poradnik mechanika. Tom I, s. 225. WNT, Warszawa 1985
14. Morscher E.W.: <http://www.sulzerorthoeu.com/products/joint/hip/index.html>.
15. Pytko S., Kowal A.: Implanty stawu biodrowego człowieka. Zbiór prac seminarium naukowego: Mechanika w medycynie, s. 197-209. Rzeszów 1998
16. Stachowiak G.W., Stachowiak G.B., Cambell P.: Computer based method for the analysis of wear particles from synovial joints and joint replacements. Materiały Światowego Kongresu Tribologicznego. Londyn 1997
17. Wierzcholski K., Czajkowski A.A.: Wyciskanie cieczy synowialnej w szczelinie biołożyska. Tribologia, s. 509-516, nr 4/1998
18. Willman G.: Hip-Joint Replacement –Still a Challenge to Orthopaedists, Tribologists and Designers. Technische Akademie Esslingen Proc. 11th Inter. Colloquium, 23.I.1998

Abstract

The problems of the resistance to the motion of ball in the spherical cap concerns the cap and ball joints. With respect to the processes of wear and durability of endoprothesis of men's joints, the knowledge of the friction coefficient in the applied friction pairs has very important meaning.

The paper introduces the method of investigation allowing for the evaluation of friction coefficient in the ball joint made of different materials and at the assumed fit of ball in the ball cap as well as after application of different lubricants.

The proposals of inserts to the human joint or endoprothesis and absorbing the shocks, equalising the surface pressures and in restricted range the mutual rotational movement of ball in the cup, eliminates the slips between meshing pair in the cup.

The results of initial investigation of oscillating motion of steel ball, made of bearing steel in the cup made of polyamid and operating after application of different lubricants and given insert have been presented. The results of measurements are introduced in the Table,