

ZASTOSOWANIE TEORII SMAROWANIA ELASTOHYDRODYNAMICZNEGO DO OCENY WARUNKÓW SMAROWANIA W ENDOPROTEZIE STAWU BIODROWEGO Z POROWATĄ PANEWKĄ

Kira CHIŻNIAK*, Małgorzata GRĄDZKA-DAHLKE**

*Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej, Politechnika Białostocka, Białystok
**Zakład Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka, Białystok

kira_chizniak@vp.pl, dahlke@pb.edu.pl

Streszczenie: Duże zapotrzebowanie na sztuczne zamienniki chorych stawów prowadzą do szybkiego rozwoju endoprotezo-plastyki. Najczęściej spotykane problemy w tej dziedzinie są związane z ograniczoną czasową funkcjonalnością endoprotezy na skutek zużycia materiałowego elementów wężła tarcioowego. W celu rozwiązania tych problemów może się okazać teoria smarowania elastohydrodynamicznego, która pozwala określić warunki smarowania w sztucznym stawie. W pracy porównano różne rozwiązania materiałowe stosowane na elementy par trących endoprotez, a także porowate spieki metaliczne.

1. WSTĘP

Choroba zwyrodnieniowa stawów (artroza) jest najpowszechniejszą przyczyną dotkliwych dolegliwości bólowych, ograniczenia funkcjonalności układu ruchu i pogorszenia jakości życia człowieka. Zużycie stawu jest zależne od uwarunkowań genetycznych, wieku pacjenta, przebytych chorób zapalnych, uszkodzeń stawu, trybu życia i nasila się wraz z wiekiem. Zmiany artretyczne mogą dotknąć każdy staw, w tym także staw biodrowy, co wywołuje konieczność wykonania alloplastyki. Stopień zaawansowania stanu chorobowego, wiek i stan pacjenta (zwłaszcza jakość kości) decydują o wyborze protezy, sposobie jej mocowania i rodzaju przeprowadzonej operacji (endoprotezoplastyka bezcementowa, cementowa, hybrydowa, całkowita, częściowa Birmingham Hip Resurfacing).

Znaczące coroczne zapotrzebowanie na endoprotezy stawu biodrowego na świecie i postęp technologiczny spowodowały dynamiczny rozwój endoprotezoplastyki, głównie pod kątem podwyższenia jakości produkowanych implantów (budowy endoprotez i materiałów implantacyjnych), ulepszania technik operacyjnych oraz rehabilitacji pooperacyjnej.

Różne kombinacje połączeń materiałowych w węzle tarciowym: polietylenu z ze stopami metali, metali z metalami, materiałów ceramicznych z metalami, generują różne poziomy zużycia, zależne do właściwości materiałów. Stopy kobaltu, chromu i molibdenu mają bardzo dobrą odporność na zużycie i wykazują najmniejszy poziom produktów zużycia w parze z panewką z UHMWPE (Davidson, 1993). Materiały ceramiczne również cechują się znakomitą odpornością na zużycie, jednak ich największą wadą jest podatność na pęknięcie (Buford i Goswami, 2004). Najczęściej używane są kombinacje polietylenowej panewki w głowę endoprotezy ze stopów metali lub ceramicznych. Ze względu na znaczne zużycie polietylenu i ograniczoną czasową

funkcjonalność protezy prowadzone są badania nad połączeniem powierzchni trących typu metal-metal. We wczesnych projektach para trąca metal-metal nie odniosła sukcesu ze względu na niedopracowanie technologiczne i projektowe (Liu i inni, 2007).

Nowym kierunkiem badawczym jest projektowanie endoprotezy zapewniającej smarowanie płynne poprzez naśladowanie budowy naturalnego stawu. Powierzchnie stawu pokryte są chrząstką stawową, która umożliwia równomierne przemieszczanie z minimalnymi oporami ruchu powierzchni stawowych względem siebie. Chrząstka jest elastyczna, ma strukturę porowatą, jej brzegi są pokryte mikronie równościami, co umożliwia stały dostęp płynu synowialnego do strefy tarcia. Maż stawowa, produkowana przez wewnętrzną błonę śluzową, może swobodnie cyrkulować pomiędzy porami chrząstki w jamie stawowej. Zapewnia ona smarowanie płynne powierzchni trących w warunkach przenoszenia przez staw zmiennych obciążeń, całkowicie oddzielając powierzchnie graniczne i dzięki temu zapobiega zużyciu stawu.

Pomimo znaczących osiągnięć w dziedzinie alloplastyki, wszystkie współcześnie stosowane rozwiązania sztucznych stawów nie zapewniają odpowiedniej trwałości endoprotez. Średni czas eksploatacji szacowany jest na 10 – 15 lat (Unsworth, 1995). Prowadzone są poszukiwania materiałowe i konstrukcyjne, głównie związane z węzłem tarciowym w sztucznych stawach pod kątem zwiększenia jego trwałości. Jednym z proponowanych rozwiązań jest zastosowanie samosmarnej panewki z materiału porowatego.

Zastosowanie materiału porowatego do budowy panewki endoprotezy stawu biodrowego jest nowym, obiecującym rozwiązaniem (Grądzka-Dahlke, 2010). Metaliczny spiek porowaty ma niższy moduł Younga w porównaniu do litych stopów metali, bardziej zbliżony do modułu Younga tkanki kostnej (Becker i Bolton, 1995). Jest to korzystne z punktu widzenia warunków eksploatacyjnych sztucznego stawu. Projekt samosmarnej panewki porowatej zakłada

3-warstwową strukturę. Warstwa wewnętrzna wykonana jest z porowatego spieku ze stali 316L. Porowatość panewki ma zapewniać cyrkulację środka smarnego z porów do strefy tarcia, co minimalizuje opory ruchu i zużycie materiałowe współpracujących elementów węzła tarciowego (Grądzka-Dahlke, 2010).

Celem prezentowanej pracy było określenie warunków smarowania w parze tarciowej z panewką porowatą na podstawie teorii smarowania elastohydrodynamicznego (EHL - Elastohydrodynamic lubrication).

2. OCENA WARUNKÓW SMAROWANIA W RÓŻNYCH PARACH TARCIOWYCH SZTUCZNYCH STAWÓW

Jednym z czynników, które spowodowały ponowne zainteresowanie połączeniem metal-metal jest zmniejszenie zużycia powierzchni trących. Jak wykazują liczne badania eksperymentalne i teoretyczne, endoprotezy ze stopów metali w warunkach tarcia mogą pracować w szerokim zakresie smarowania mieszanego (Dowson i inni, 2004; Rieker i inni, 2004; 2005). Poprawa warunków smarowania znacząco redukuje zużycie materiałowe. Wykazano, że głowa endoprotezy o dużej średnicy oraz niewielka przestrzeń wolna między głową a panewką może stwarzać warunki do smarowania płynnego (Dowson i inni, 2004; Rieker i inni, 2005). Jednak zbyt mały luz w połączeniu z niedokładnością sferycznego kształtu pogarsza warunki smarowania i powoduje wzrost zużycia materiałowego i obniżenie mechanicznej żywotności endoprotezy (Farrar i Schmidt, 1997).

Warunki tarcia oraz poziom zużycia materiałowego można kontrolować przy pomocy warstwy smarującej pomiędzy parą trącą endoprotezy. Wyróżnia się trzy rodzaje smarowania w elementach trących: płynne, graniczne oraz mieszane. Najlepszym sposobem minimalizacji ujemnych skutków zużycia jest zapewnienie smarowania płynnego. Należy zaznaczyć, że taki sposób smarowania nie może występować w stawie cały czas. Najtrudniejsze warunki smarowania występują podczas rozpoczęcia i zatrzymania ruchu kończyny. Inne czynniki wpływające na zmniejszenie okresu żywotności endoprotezy, nawet przy całkowitym rozdzieleniu powierzchni, to m.in. erozja i zużycie zmęczeniowe materiału (Jin i inni, 2005).

Ważna jest umiejętność przewidywania mechanizmu smarowania w endoprotezach, gdyż może to być pomocne w optymalnym dopracowaniu powierzchni trących oraz wyborze materiałów. W tym celu stosowane są standardowe metody inżynierskie poprzez obliczenia teoretyczne oraz praktyczną weryfikację wyników (Jin i inni, 2005).

Przewidywania teoretyczne bazowane są najczęściej na teorii EHL (Elastohydrodynamic lubrication). Na bazie założeń tej teorii istotny jest parametr λ , który odzwierciedla warunki smarowania w sztucznym stawie. Parametr ten zaadaptowany został z zagadnień dotyczących elementów maszyn pracujących pod dużymi obciążeniami. W zadaniach tych zwrócono uwagę na ważną rolę chropowatości powierzchni w procesie rozdzielenia powierzchni trących za pomocą środka smarnego w warunkach smarowania elastohydrodynamicznego. Początkowo posługiwano

się parametrem D, zdefiniowanym jako stosunek całkowitej początkowej chropowatości powierzchni do grubości filmu smarnego, liczonego dla smarowania elastohydrodynamicznego. Małe wartości parametru D, oscylujące w granicach 0,1, wskazywały na brak kontaktu współpracujących powierzchni i brak procesów zużycia. Jak widać z wyżej wspomnianej zależności, żywotność silnie obciążonych elementów maszyn można przedłużyć poprzez zmniejszenie chropowatości powierzchni lub zwiększenie grubości środka smarnego (Dowson, 1995).

Obecnie najczęściej stosuje się współczynnik λ , który jest odwrotnością parametru D. Definiowany jest on następująco (Dowson, 2001):

$$\lambda = \frac{h_{\min}}{R_a} = \frac{h_{\min}}{\left[(R_{a1})^2 + (R_{a2})^2 \right]^{1/2}} \quad (1)$$

Kluczową sprawą w teoretycznych rozważaniach na temat przewidywanego trybu smarowania jest dokładny pomiar chropowatości powierzchni pary trącej endoprotezy (R_{a1} – chropowatość powierzchni głowy, R_{a2} – chropowatość powierzchni panewki) oraz oszacowanie minimalnej przewidywanej grubości filmu smarnego (h_{\min}) (Jin i inni, 2005). Grubość środka smarnego zależy od właściwości mechanicznych materiałów użytych na elementy węzła tarciowego oraz od warunków pracy – prędkości, obciążenia oraz rodzaju środka smarnego. Parametr ten może być obliczony ze wzoru (Scholes i inni, 2000):

$$\frac{h_{\min}}{R} = 2,798 \left(\frac{\eta u}{E' R} \right)^{0,65} \left(\frac{L}{E' R^2} \right)^{-0,21} \quad (2)$$

Parametr η jest lepkością środka smarnego, u to prędkość liniowa (określona na podstawie prędkości kątowej głowy endoprotezy), L – obciążenie. Promień równoważny (R) zależy od wartości promienia głowy endoprotezy (d) oraz przestrzeni wolnej między głową a panewką (c_d). Zależność ta ma postać (Jin i inni, 2005):

$$R = \frac{d(d + c_d)}{2c_d} = \frac{d}{2} \left(1 + \frac{d}{c_d} \right) \quad (3)$$

Parametr E' wymieniowy w równaniu (2) parametrów to równoważny moduł Younga, obliczony ze wzoru (Jin i inni, 2005):

$$E' = \frac{2}{\left[\frac{1 - \nu_1^2}{E_1} + \frac{1 - \nu_2^2}{E_2} \right]}, \quad (4)$$

gdzie E_1 to moduł sprężystości materiału głowy endoprotezy, E_2 – moduł sprężystości materiału panewki, ν_1 i ν_2 – moduły Poissona odpowiednio głowy i panewki.

Najkorzystniejszym oczekiwanym rezultatem obliczeń jest wartość parametru $\lambda > 3$, która wskazuje na smarowanie płynne w sztucznym stawie (Scholes i inni, 2000). Przyjęto, że wartości λ znajdujące się w przedziale od 1 do 3 oznaczają smarowanie mieszane (Scholes i inni, 2000). Natomiast wartości λ poniżej 1, sugerują smarowanie graniczne w węzle tarciowym (Jin i inni, 2005).

W niniejszej pracy przedstawiono wyniki obliczeń dla różnych par materiałów, w tym także dla węzła tarciowego z udziałem porowatego spieku metalicznego. Przyjęto

następujące skojarzenia materiałowe: głowa endoprotezy: metal – stal 316L; panewka: metal – stal 316L, UHMWPE, spiek porowaty ze stali 316L o porowatościach 26%, 33% i 41%. Założono, że parametry geometryczne głowy i panewki endoprotezy oraz warunki pracy węzła tarcowego (lepkość środka smarnego, prędkość, obciążenie) są jednakowe dla wszystkich par tarcowych. Wartości parametrów przyjęte do obliczeń zawarto w Tab. 1 i 2. Celem zestawienia jest teoretyczne porównanie przewidywanych warunków smarowania w różnych materiałowo parach trących stosowanych w sztucznych stawach.

Tab. 1. Zestawienie parametrów geometrycznych oraz warunków tarcia przyjętych do obliczeń

Średnica panewki D [mm]	Średnica głowy d [mm]	Luz c_a [mm]	Lepkość cieczy smarowej η [Pas]	Prędkość ślizgania u [m/s]	Obciążenie L [kN]
30,162	30	0,162	0,01	0,018	1

Tab. 2. Zestawienie parametrów materiałowych oraz teoretyczne przewidywania trybu smarowania przy różnych parach trących w sztucznych stawie

Materiałowe pary powierzchni trących głowa/panewka	Parametry przyjęte do obliczeń						Parametry obliczone	
	Głowa			Panewka			h_{min} [μm]	λ
	E_1 [GPa]	ν_1	R_{a1} [μm]	E_2 [GPa]	ν_2	R_{a2} [μm]		
Metal-metal	210	0,3	0,008	210	0,3	0,06	0,053	0,9
Metal-UHMWPE	210	0,3	0,008	1,400	0,4	2,5	0,345	0,3
Metal-spiek porowaty: porowatość 26%	210	0,3	0,008	41,469	0,3	0,06	0,087	1,4
Metal-spiek porowaty: porowatość 33%	210	0,3	0,008	25,478	0,3	0,06	0,104	1,7
Metal-spiek porowaty: porowatość 41%	210	0,3	0,008	22,340	0,3	0,06	0,110	1,8

W Tab. 2 przedstawiono charakterystyki materiałowe, przyjęte do obliczeń oraz zawarto zestawienie wyników. Wartości chropowatości powierzchni metalowej głowy a także panewki wykonanej z litego stopu implantacyjnego oraz z polietylenu przyjęto, jako typowe dla wyrobów handlowych (Jin i inni, 2005). Chropowatość powierzchni panewek ze spieków porowatych mierzono za pomocą profilometru optycznego Veeco NT9300 (Grądzka-Dahlke, 2010). Największą minimalną grubość warstwy smarnej odnotowano dla pary trącej metal-UHMWPE (0,345 μm), co jest wynikiem niskiego modułu Younga panewki. Jak widać z zestawienia, zastosowanie materiału porowatego pozwala uzyskać większą grubość h_{min} niż w przypadku kontaktu litych stali, co także można uzasadnić różnicami w wartościach modułu Younga.

Natomiast przy ocenie parametru λ , który jest odpowiedzialny za warunki smarowania w sztucznych stawie, a w rezultacie związany jest z maksymalną trwałością węzła tarcowego endoprotezy, duże znaczenie ma chropowatość powierzchni elementów trących. Dla par typu metal-metal i metal-UHMWPE otrzymano wartość $\lambda < 1$, co wskazuje na smarowanie graniczne w tych węzłach tarcowych. Jest to najbardziej niekorzystna sytuacja ze wszystkich kombinacji materiałowych powierzchni trących. W przypadku polietylenowej panewki kluczowe znaczenie ma jej relatywnie duża chropowatość. Dla węzłów tarcowych z samosmarną panewką porowatą odnotowano smarowanie

mieszane ($1 < \lambda < 3$). Najbardziej korzystne smarowanie występuje w przypadku materiału porowatego o największej procentowej porowatości (41%) i najniższym z materiałów porowatych module Younga (22,340 GPa).

3. PODSUMOWANIE

Kluczowym zagadnieniem, związanym z ograniczeniem zużycia materiałowego, a tym samym z wydłużeniem żywotności endoprotezy stawu biodrowego, jest zapewnienie odpowiednich warunków smarowania w węzle tarcowym. Jedną z najczęściej stosowanych metod obliczeniowych jest koncepcja oparta na teorii smarowania elastohydrodynamicznego. Pozwala ona na teoretyczne określenie warunków smarowania w węzle tarcowym sztucznego stawu poprzez uwzględnienie czynników wpływających na pracę par powierzchni trących, a w rezultacie na dobór odpowiednich materiałów. Na podstawie wykonanych obliczeń dla różnych par materiałów można stwierdzić, że korzystne wartości minimalnego filmu smarnego zapewniają materiały o mniejszej sztywności. Decydujący wpływ na warunki smarowania ma chropowatość współpracujących powierzchni. W świetle uzyskanych wyników wydają się, że pod kątem wydłużenia funkcjonalności endoprotezy, obiecującymi materiałami są porowate spieki metaliczne.

LITERATURA

1. **Becker B. S., Bolton J. D.** (1995), Production of porous sintered Co-Cr-Mo alloys for possible surgical implant applications, Part 1: Corrosion behavior, *Powder Metallurgy*, 38, No. 4, 305-313
2. **Buford A., Goswami T.** (2004), Review of wear mechanisms in hip implants: Paper I – General, Elsevier Ltd, *Materials and Design*, 25, 386.
3. **Davidson J.** (1993), Characteristics of metal and ceramic total hip bearing surfaces and their effect on long-term ultra high molecular weight polyethylene wear, *Clin Orthop Rel Res*; 294:361-78.
4. **Dowson D.** (1995), *Elastohydrodynamic and micro-elastohydrodynamic lubrication*, Elsevier Science S.A.
5. **Dowson D.** (2001), New joints for Millennium: wear control in total replacement hip joints, *Proc. Inst. Mech. Eng. J. Eng. Med.*, 215 (4): 335.
6. **Dowson D., Hardaker C., Flett M., Isaac G. H.** (2004), A hip joint simulator study of performance of metal-on-metal joints, Part II: design, *The Journal of Arthroplasty*, 19 (8, Suppl. 1), 124-130.
7. **Farrar R., Schmidt M. B.** (1997), The effect of diametral mismatch on wear between head and cup for metal-on-metal articulation, *Transaction, 43rd Annual Meeting*, ORS, No. 71.
8. **Grądzka-Dahlke M.** (2010), *Właściwości eksploatacyjne nowych panewek endoprotezy stawu biodrowego*, Oficyna Wyd. PB, Białystok, 2010
9. **Jin Z. M., Stone M., Ingham E., Fisher J.** (2005), Biotribology, *Elsevier Ltd. Mini-Symposium: Biomechanics for the FRCS Exam*, 35-36.
10. **Liu F., Jin Zh., Roberts P., Grigoris P.** (2007), Effect of bearing geometry and structure support on transient elastohydrodynamic lubrication of metal-on-metal hip implants, *Elsevier Ltd. Journal of Biomechanics*, 40, 1340.
11. **Rieker C. B., Schon R., Konrad R., Liebentritt G., Gnepf P., Shen M., Roberts P., Grigoris P.** (2005), Influence of the clearance on in-vitro tribology of large diameter metal-on-metal articulations pertaining to resurfacing hip implants, *Orthopedic Clinics of North America*, 36 (2), 135-142.
12. **Rieker C. B., Schon R., Kottig P.** (2004), Development and validation of a second-generation metal-on-metal bearing: laboratory studies and analysis of retrievals, *The Journal of Arthroplasty*, 19 (8, Suppl. 1), 5-11.
13. **Scholes S.C., Unsworth A., Hall R., M., Scott R.** (2000), *The effects of material combination and lubricant on the friction of total hip prostheses*, Elsevier Science S.A. Wear 24.
14. **Unsworth A.** (1995), Recent developments in the tribology of artificial joints, *Elsevier Science Ltd. Tribology International*, Vol. 28. No. 7, 486.

APPLICATION OF THE THEORY OF ELASTOHYDRODYNAMIC LUBRICATION TO THE EVALUATION OF THE LUBRICATION CONDITIONS IN HIP-JOINT ENDOPROSTHESES WITH A POROUS ACETABULUM

Abstract: The great demand for artificial replacements of diseased joints has lead to a rapid development of endoprosthetics. The most common problems in that area have to do with the limited lifespan of endoprostheses due to the wear of friction pair elements. In order to resolve these problems, the theory of elastohydrodynamic lubrication can be applied. It allows determining the lubrication conditions in an artificial joint. In this work, different solutions for the materials of friction pairs of endoprostheses, such as the use of porous sintered metals, are compared.