

Anna DOBROWOLSKA*, Wojciech WIELEBA*

ZAGADNIENIA TARCIA W WYBRANYCH ELEMENTACH STABILIZATORÓW KRĘGOSŁUPA

FRICITION PROBLEM IN PARTICULAR ELEMENTS OF SPINE FIXATORS

Słowa kluczowe:

tarcie statyczne, stabilizatory kręgosłupa, biomateriały

Key words:

static friction, spine implants, biomaterials

Streszczenie

Bardzo istotny wpływ na gwałtowny rozwój medycyny w ciągu ostatnich 40 lat miał między innymi postęp w inżynierii. Połączenie tych dwóch dziedzin nauki zaowocowało stworzeniem różnego rodzaju implantów, których stosowanie w znaczący sposób rzutowało na poprawę komfortu życia wielu ludzi. Jednymi z częściej aplikowanych implantów są stabilizatory kręgosłupa [L. 1, 9], których użytkowanie wiąże się niestety z wieloma problemami (między innymi

* Politechnika Wroclawska, Instytut Konstrukcji i Eksploatacji, ul. Łukasiewicza 7/9, 50-371 Wrocław.

natury biotribologicznej), które mogą się ujawniać w trakcie eksploatacji. Dzieje się tak dlatego, że konstrukcje i materiały tworzone przez ludzi są jedynie próbą odwzorowania wysoce zaawansowanych struktur i rozwiązań „wymyślonych” przez naturę [L. 2].

W artykule przedstawiono wyniki pomiarów współczynnika tarcia statycznego w funkcji nacisku jednostkowego dla trzech grup biomateriałów – stali austenitycznych (stal 316L), stopów na osnowie kobaltu (vitalium) oraz stopów tytanu (Ti6Al14V). Uzyskane wyniki wykazały gwałtowny wzrost współczynnika tarcia statycznego po osiągnięciu wartości nacisku jednostkowego powyżej 1 MPa.

WPROWADZENIE

Duża ilość metod leczenia schorzeń kręgosłupa stosowanych w praktyce klinicznej świadczy o braku istnienia tej jednej, która byłaby pewna i niezawodna. Jest to związane ze złożonością budowy i konstrukcji kręgosłupa [L. 3]. Z mechanicznego punktu widzenia jest on zbudowany z szeregu sztywnych części (kręgów) połączonych wzajemnie elementami elastycznymi (krążki międzykręgowe, więzadła). Takie rozwiązanie sprawia, że sumarycznie posiada on dość duży zakres ruchu, który może być wykonywany w wielu płaszczyznach [L. 4].

Wyróżniamy dwa sposoby leczenia uszkodzeń kręgosłupa – zachowawczy (w przypadku urazów quasi-stabilnych) i operacyjny (urazy niestabilne). Ten pierwszy polega na zastosowaniu korekcji nieprawidłowego ustawienia przy jednoczesnym ograniczeniu ruchomości w uszkodzonym segmencie. Leczenie operacyjne natomiast sprowadza się do użycia wszczepów (kostnych, ceramicznych) i implantów metalowych [L. 3, 5]. Należy zaznaczyć, że stosowanie stabilizatorów kręgosłupa nie jest rozwiązaniem pozbawionym wad, bowiem sprowadza się ono do usztywnienia danego segmentu bądź segmentów ruchomych. Wiąże się więc to z utratą ruchomości w danym odcinku kręgosłupa (oczywiście przy zachowaniu ruchomości w segmentach sąsiednich). Niestety obecnie nie stworzono jeszcze rozwiązania, które byłoby w stanie lepiej sprostać trudnemu zadaniu leczenia dysfunkcji kręgosłupa.

STABILIZATORY KRĘGOSŁUPA

Zabiegi chirurgiczne, wykorzystujące implanty kręgosłupowe, koncentrują się na trzech podstawowych zadaniach: zniesieniu ucisku na nerw rdzeniowy, korekcji nerwowej oraz naczyń krwionośnych; stabilizacji stawów kręgosłupa, w których wystąpiły zmiany zwyrodnieniowe lub przewlekły stan zapalny, bądź na usunięciu krążków międzykręgowych z zaburzeniami biochemicznymi i stabilizacji operowanego odcinka kręgosłupa. Możliwość spełnienia tych zadań stanowi trzy najważniejsze wymagania stawiane stabilizatorom. Oprócz tego

bardzo istotne są też biotolerancja, sztywność jak najbardziej zbliżona do sztywności kości, stabilizacja możliwie krótkimi odcinkami, minimalizacja elementów składowych zespołu stabilizatora czy brak obróbki mechanicznej podczas zabiegu jak i wiele innych [L. 1, 3, 7].

Dobór konkretnego sposobu stabilizacji kręgosłupa [L. 5], a co za tym idzie konkretnego rozwiązania konstrukcyjnego jest niezwykle trudny ze względu na mnogość czynników, które muszą być wzięte pod uwagę. Zarówno rodzaj mocowania, jak i sposób implantacji (dojścia operacyjnego) są zależne od odcinka kręgosłupa i tak np. stabilizacja odcinka szyjnego odbywa się przede wszystkim z dostępu przedniego lub przednio-bocznego, natomiast odcinka lędźwiowego głównie z dostępu tylnego.

Stabilizatory kręgosłupa mogą być klasyfikowane wg różnych kryteriów, jednak w literaturze [L. 1] najczęściej pojawiają się dwa następujące:

- Podział ze względu na rodzaj urazu, choroby lub zniekształcenia kręgosłupa:
 - krótkosegmentowe – stabilizują maksymalnie dwa segmenty ruchowe; stosowane np. w przypadku leczenia kręgozmyku,
 - wielosegmentowe – stabilizacja trzech i więcej segmentów ruchowych; np. leczenie skolioz.
- Podział ze względu na konstrukcję:
 - płytkowe,
 - prętowe (w tym z hakami lub śrubami/wkrętami),
 - płytkowo-prętowe (mieszane),
 - ramowe,
 - drutowe,
 - protezy trzonów kręgosłupa,
 - implanty międzykręgowe.

Konstrukcja stabilizatorów jest zazwyczaj tak przemyślana aby możliwe było dopasowanie już istniejącej geometrii do indywidualnych cech osobniczych (np. poprzez zastosowanie podłużnych otworów w stabilizatorach płytkowych). Aby uniknąć przesztynienia stabilizowanego segmentu ruchowego, konstrukcje płytek zapewniają także geometrię o zmiennej podatności i dynamice oraz pozwalają na zmianę położenia śrub wraz z przenoszonym obciążeniem [L. 1].

KONSEKWENCJE TARCIA I ZUŻYWANIA IMPLANTÓW KRĘGOSŁUPOWYCH

Efektom procesu tarcia zachodzącego pomiędzy elementami stabilizatorów jest powstawanie produktów zużycia w postaci drobin metali. Przenikają one do otaczających je tkanek i migrują w obrębie całego organizmu, następnie odkładając się w narządach ciała. W konsekwencji pojawiają się odczyny toksyczne, uczuleniowe, powodujące często tworzenie się komórek rakowych. Warto też

wspomnieć, że biomateriały stosowane na różnego rodzaju implanty, a w szczególności pierwiastki wchodzące w ich skład, nie są zupełnie obojętne dla organizmu [L. 2]. I tak np. żelazo (Fe) zawarte w stali 316L może sprzyjać powstawaniu wolnych rodników, miażdżycy naczyń i nowotworów. Jeśli chodzi o składniki stopu tytanu – Ti może być przyczyną alergii, a Al powodować bóle mięśni, rozmięczenie kości, uszkadzać komórki nerwowe i spowodować nieodwracalne zmiany dróg oddechowych i płuc. Natomiast jeśli chodzi o metale tworzące vitalium, są to Co (toksyczny, może wywołać alergię), Cr (uszkodzenie tkanek i narządów mięszsowych, alergię), Mo (alergię).

Nie można pominąć też faktu, że uszkodzenie powierzchni pasywnej na skutek tarcia sprawia, że implant zaczyna łatwo korodować, co może prowadzić do metalozy (czyli lokalnego oddziaływania jonów metali lub produktów korozji na tkanki organizmu).

METODA BADAŃ

Ze względu na bardzo wysokie prawdopodobieństwo pojawienia się korozji, niedopuszczalne jest stosowanie różnych materiałów metalicznych (a nawet tych samych, ale pochodzących z różnych partii) jako składowych zespołu implantowanych części. Dlatego też każda para badawcza (tzn. zarówno próbka, jak i przeciwpróbka) musiała być wykonana z tego samego materiału. Do badań tribologicznych wykorzystano próbki i przeciwpróbki wykonane z trzech



Rys. 1. Stanowisko do badania współczynnika tarcia statycznego

Fig. 1. Static friction coefficient testing stand

różnych materiałów, które powszechnie stosuje się do produkcji implantów kręgosłupowych. Wykonano je między innymi ze stali 316L, stopu tytanu Ti6Al14V oraz stopu kobaltu (Co-Cr-Mo) Vitalium. Powierzchnia styku podczas badań wynosiła około 20 mm². Badania przeprowadzono na specjalnie zaprojektowanym stanowisku do badania współczynnika tarcia w ruchu posuwisto-zwrotnym [L. 6], które zostało zaadaptowane do pomiaru współczynnika tarcia statycznego.

Polegały one na obserwacji zmiany siły tarcia w początkowej fazie prostoliniowego ruchu względnego płaskich powierzchni próbki i przeciwpróbki. Próbki były obciążane siłą normalną, w sposób pozwalający na uzyskanie określonego nacisku jednostkowego: 0,5, 1,0 lub 2,0 MPa. Przed przystąpieniem do badań powierzchnia każdej próbki została przeszlifowana oraz odtłuszczona.

W celu przybliżenia warunków tarcia, jakie występują w organizmie człowieka (tarcie mieszane), jako środek smarujący został zastosowany płyn Ringera.

Po badaniach tribologicznych wykonano obserwacje mikroskopowe powierzchni badanych próbek celem określenia rodzaju oddziaływań zachodzących pomiędzy próbką i przeciwpróbką.

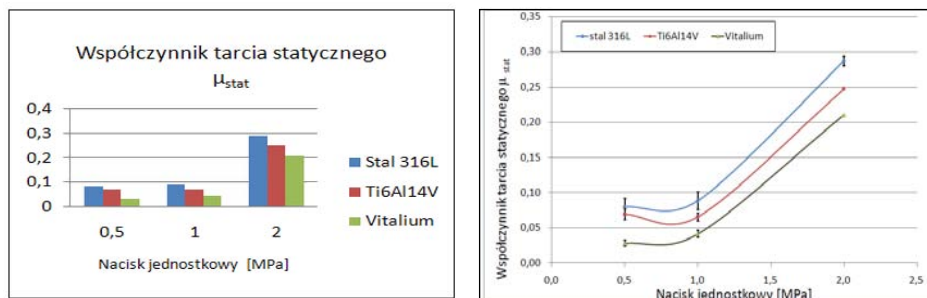
WYNIKI BADAŃ

Wyniki pomiarów, w postaci średnich wartości współczynnika tarcia statycznego i wyznaczonych przedziałów ufności, przedstawiono zbiorczo w **Tabeli 1** oraz na wykresach (**Rys. 2**). Natomiast na **Rys. 3** przedstawiono fotografie obrazujące powierzchnię próbek badanych biomateriałów. Widoczne zarysowania są rezultatem przeprowadzonego procesu tarcia.

Tabela 1. Zestawienie wartości współczynnika tarcia statycznego wybranych biomateriałów

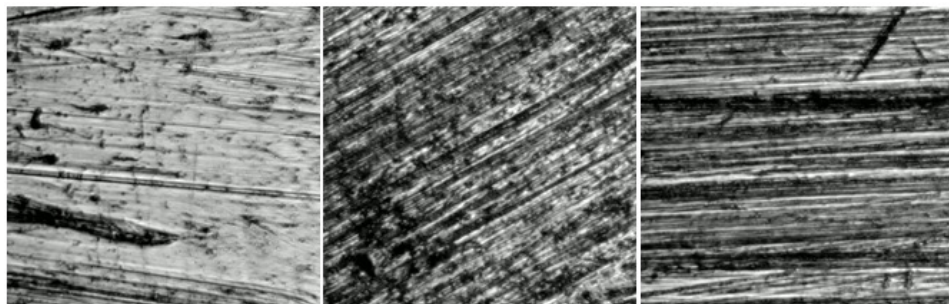
Table 1. Statement of the static friction coefficient values of selected materials

Współczynnik tarcia statycznego				
Lp.	Oznaczenie materiału	Nacisk jednostkowy [MPa]		
		0,5	1,0	2,0
1	stal 316L	0,08±0,012	0,088±0,013	0,287±0,007
2	Ti6Al14V	0,069±0,013	0,066±0,007	0,248±0,006
3	Vitalium	0,028±0,003	0,042±0,004	0,21±0,005



Rys. 2. Porównanie wartości współczynników tarcia statycznego dla stali 316L, stopu tytanu i vitalium

Fig. 2. Comparison of the static friction coefficient values of steel 316L, titanium alloy and vitalium



Rys. 3. Zdjęcie pokazujące skutki przeprowadzonego procesu tarcia; kolejno od lewej: stal 316L, Ti6Al14V i vitalium

Rys. 3. Picture that shows the results of the friction process experiment that has been carried out; successively from the left side: steel 316L, Ti6Al14V and vitalium

PODSUMOWANIE

Uzyskane wyniki pomiarów potwierdziły istotny wpływ nacisku jednostkowego na wartość współczynnika tarcia statycznego. Najwyższą wartość tego współczynnika, w przypadku każdego z obciążeń, obserwujemy dla stali 316L, natomiast najniższą dla stopu kobaltu Vitalium. W przedziale nacisku od 1 do 2 MPa obserwujemy gwałtowny wzrost wartości współczynnika tarcia statycznego dla wszystkich badanych materiałów. Można to wytłumaczyć tym, że w przypadku tarcia mieszanego wraz ze zwiększaniem się wartości nacisku jednostkowego zmniejszają się obszary tarcia płynnego (utrudniony dostęp płynu Ringera) pomiędzy stykającymi się powierzchniami próbki i przeciwpróbki. Jednocześnie przy utrudnionym smarowaniu zwiększa się udział tarcia granicznego.

Ze względu na fakt, iż w stabilizatorach kręgosłupa występują naciski lokalne znacznie większe niż 2 MPa, niezbędne jest kontynuowanie badań,

w celu uzupełnieniu charakterystyk, tak aby uwzględniały wartości nacisków jednostkowych występujących podczas eksploatacji.

Ponieważ pomiędzy elementami stabilizatorów kręgosłupa nie powinno wystąpić przemieszczenie, nie powinno być też tarcia ruchowego (są to połączenia spoczynkowe, czyli występuje między nimi tarcie statyczne). Jeżeli jednak dojdzie już do wzajemnego mikroprzemieszczenia stykających się powierzchni (np. na skutek cyklicznych obciążeń, którym są te złącza poddawane), pojawia się mechanizm zużywania związany z mikroskrawaniem, bruzdowaniem bądź szepianiem adhezyjnym. Na zdjęciach mikroskopowych (**Rys. 3**) przedstawione są efekty przeprowadzonego podczas badań tribologicznych procesu tarcia. Ze względu na fakt, iż w przypadku wszystkich par badawczych, zarówno próbka, jak i przeciwpróbka wykonane były z tych samych materiałów (czyli miały taką samą twardość), głównym mechanizmem powodującym zużywanie się powierzchni trących było mikroskrawanie. Jednakże w przypadku próbki ze stali 316L zauważyć można również ślady bruzdowania. Powstała w jego skutek bruzda ma znacznie większe rozmiary od rys wywołanych mikroskrawaniem. Świadczy to o tym, jak ważne, również ze względów tribologicznych, jest zachowanie czystości składu chemicznego biomateriałów.

LITERATURA

1. Lawrowski Z.: Tribologia. Tarcie, zużycie i smarowanie, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 2008, s. 21–28, 41–61.
2. Będziński R.: Biomechanika inżynierska. Zagadnienia wybrane, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław, 1997, s. 7–13, 54–63, 70–76, 105–117.
3. Panjabi M., White A.: Clinical Biomechanics of the Spine, J. B. Lippincott Company, 1987, s. 3–28, 102–112.
4. Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000; Tom 4 Biomateriały, pod red. Stanisława Błazewicza i Leszka Stocha, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, Warszawa, 2003, s. 18–49.
5. Biomechanika pod red. R. Będzińskiego, Wyd. Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN, Warszawa 2011.
6. Gzik M.: Biomechanika kręgosłupa człowieka, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2007.
7. Kowalewski P., Wieleba W., Leśniewski T.: Stanowisko do badań tribologicznych w złożonym ruchu cyklicznym toczno-ślizgowym, Tribologia, 2007, nr 2, s. 303–311.
8. Krzak-Roś J., Filipiak J., Pezowicz C., Baszczuk A., Miller M., Kowalski M., Będziński R.: The effect of substrate roughness on the surface structure of TiO₂, SiO₂, and doped thin films prepared by the sol-gel method., Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2009, Vol.11, No 2: 21–29.
9. Hakalo J., Pezowicz C., Wronski J., Bedzinski R., Kasprowicz M., Comparative biomechanical study of cervical spine stabilisation by cage alone, cage with plate, or plate-cage: a porcine model. Journal of orthopaedic surgery (Hong Kong), 2008, Vol. 16 No 1:9–1.

Summary

Progress of engineering science and technology has an essential influence on the medicine development during last 40 years. Combination of these two fields of knowledge bears fruit with production of different kinds of implants. Their usage significantly improves life convenience of many people. Spine stabilizers are the most frequently deployed ones. Unfortunately application of them is connected with numerous problems. Among other things we can distinguish also these that have biotribological background. Usually they are revealed during exploitation. It is because human-made construction and materials are only an attempt of mapping highly advanced nature-made structures and solutions.

The author of this article presents results of the static friction coefficient tests as a unit pressure function. Three groups of materials have been examined – austenitic steels (steel 316L), cobalt-base alloys (vitalium) and titanium alloys (Ti6Al14V). Obtained results shows a rapid increase of the static friction coefficient when the unit pressure value becomes higher than 1 MPa.