

Anna DOBROWOLSKA, Zakład Podstaw Konstrukcji Maszyn i Tribologii,
Politechnika Wroclawska, Wrocław

WPLYW NACISKU JEDNOSTKOWEGO NA WSPÓLCZYNNIK TARCIA STATYCZNEGO WYBRANYCH BIOMATERIAŁÓW

1. WSTĘP

Wieloletnie badania prowadzone przez interdyscyplinarne zespoły naukowców [1], [2] zaowocowały stworzeniem listy materiałów znajdujących zastosowanie w medycynie. Praca ta pozwoliła na określenie kryteriów umożliwiających zakwalifikować dany materiał jako biomateriał (czyli odpowiedni by wspomóc funkcjonowanie organizmu ludzkiego). Podczas projektowania biomateriałów należy wziąć pod uwagę odpowiednią bioakceptowalność, dzięki której materiały te nie mają właściwości kancerogennych, pirogennych, mutagennych bądź alergogennych. Kluczowym czynnikiem jest też odporność korozyjna, która ma zasadnicze znaczenie ze względu na bardzo wysoką „agresywność” środowiska, jakim jest człowiek. Kolejnym ważnym aspektem biomateriałów są własności mechaniczne (moduł Younga, wytrzymałość na zginanie, odporność na ścieranie, itp.), które w praktyce porównuje się z wytycznymi zawartymi w normach. Własności te mogą się różnić nawet w przypadku tego samego materiału w wyniku poddania go różnym procesom obróbczym. Niemniej istotne są badania jakościowe i ilościowe struktury chemicznej i fazowej zastosowanego biomateriału.

Biomateriały wykorzystywane są w naturalnych węzłach ślizgowych i połączeniach występujących w ciele człowieka. Istotnymi aspektami podczas projektowania biomateriałów są, często lekceważone, właściwości tribologiczne, na które znaczący wpływ ma współczynnik tarcia. Rozróżniamy dwa rodzaje współczynników tarcia – statyczny i kinematyczny. Z racji niedostatku aparatury pomiarowej, znaczenie pierwszego z nich często bywa pomijane, mimo, iż to on właśnie opisuje nam początkową fazę ruchu.

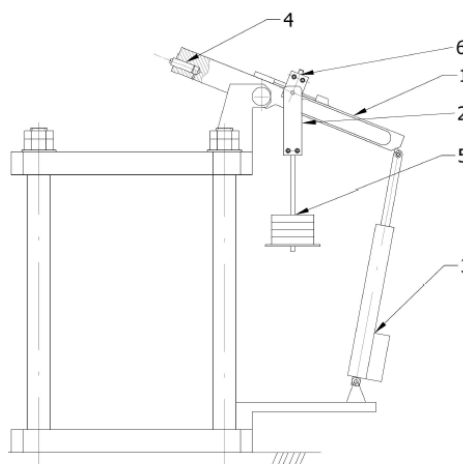
2. TARCIE STATYCZNE W ZASTOSOWANIACH BIOINŻYNIERSKICH

Na podstawie analizy literaturowej zauważyć można, że problem tarcia i zużywania warstw wierzchnich rozpatrywany jest głównie w odniesieniu do połączeń ruchomych, takich jak stawy. W stosunku do złączy nominalnie spoczynkowych (czyli np. takich jakie występują pomiędzy elementami stabilizatorów kręgosłupa), natomiast, aspekty tribologiczne nie są w ogóle w ogóle brane pod uwagę. Właśnie w tego typu połączeniach bardzo istotne znaczenie ma współczynnik tarcia statycznego (powinien być on odpowiednio wysoki, tak aby uniknąć przemieszczania się elementów względem siebie). Ze względu na fakt, że w trakcie eksploatacji, implanty kręgosłupowe poddawane są działaniu cyklicznych obciążeń, pojawia się duże prawdopodobieństwo wystąpienia mikroprzemieszczeń. Efektem procesu tarcia zachodzącego pomiędzy elementami stabilizatorów kręgosłupa jest wytworzenie produktów zużycia, czyli drobin metali powstających w wyniku zużycia ciernego. Cząstki te przenikają do otaczających je tkanek i migrują w obrębie całego organizmu. W konsekwencji

czego mogą pojawić się odczyny toksyczne i uczuleniowe, powodujące często tworzenie się komórek rakowych.

3. METODA BADAŃ

Badania tarcia statycznego przeprowadzono przy użyciu specjalnie zaprojektowanego stanowiska do pomiarów współczynnika tarcia statycznego, którego zasada działania opiera się na ruchu ciała po równi pochyłej, opisanego szerzej w Pracy [3].



Rys. 1. Kolejno od lewej: stanowisko do badania współczynnika tarcia statycznego oraz jego schematyczna reprezentacja [3]; 1 – wychylne ramię, 2 – obrotowa szalka, 3 – siłownik elektryczny, 4 – wskaźnik laserowy, 5 – odważniki, 6 – uchwyt próbki

Badaniom zostały poddane próbki wykonane z trzech różnych grup biomateriałów metalicznych (stali austenitycznych – stal 316L, stopów na osnowie kobaltu – vitalium i stopów tytanu – Ti6Al14V), powszechnie używanych do produkcji elementów składowych różnego rodzaju protez i implantów. Użyte do badań próbki były prostopadłościanami o nieznacznej wysokości, których powierzchnia trąca (płaska) wynosiła ok. 20 mm^2 . Dla stali było to $18,27 \text{ mm}^2$, dla stopu tytanu - $21,93 \text{ mm}^2$ natomiast dla vitalium – $23,76 \text{ mm}^2$. W trakcie pomiarów próbki były kolejno poddawane działaniu sił normalnych o różnych wartościach, ale pozwalających jednak na uzyskanie, w każdej z nich, kolejno takich samych nacisków jednostkowych. Powierzchnie współpracujących elementów zostały przed pomiarami przeszlifowane i odtłuszczone.



Rys. 2. Próbkki badanych biomateriałów

Do badań użyto płynu Ringera, którego obecność miała na celu odwzorowanie naturalnych warunków tribologicznych występujących w ciele człowieka – tarcia płynnego.

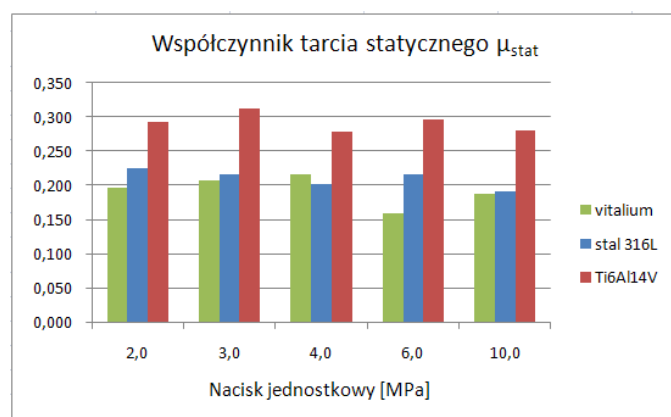
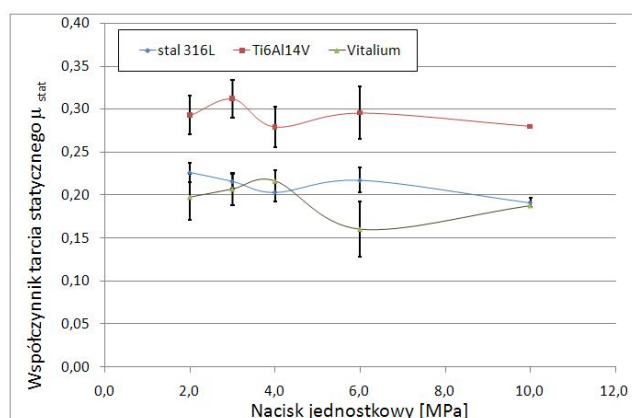
Dodatkowo przeprowadzono również obserwacje mikroskopowe powierzchni trących oraz pomiary mikrotwardości badanych wcześniej biomateriałów, które wykazały, iż największą jej wartość obserwujemy dla stopu tytanu. Badania te zostały wykonane przy użyciu układu optycznego mikrotwardościomierza SHIMADZU HMV-2T.

4. WYNIKI BADAŃ

Wyniki pomiarów zostały zbiorczo przedstawione w Tab.1. w postaci średnich wartości współczynnika tarcia statycznego i wyznaczonych przedziałów ufności oraz graficznie na rysunku nr 3.

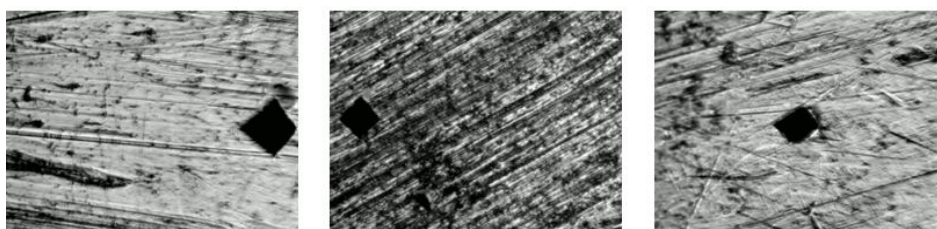
Tab. 1. Wartości współczynnika tarcia statycznego wybranych biomateriałów

Współczynnik tarcia statycznego						
Lp	Oznaczenie materiału	Nacisk jednostkowy [MPa]				
		2,0	3,0	4,0	6,0	10,0
1	stal 316L	0,226 ± 0,011	0,216 ± 0,008	0,203 ± 0,011	0,217 ± 0,014	0,191 ± 0,005
2	Ti6Al14V	0,293 ± 0,038	0,312 ± 0,023	0,279 ± 0,022	0,296 ± 0,023	0,280 ± 0,031
3	Vitalium	0,198 ± 0,015	0,207 ± 0,026	0,216 ± 0,019	0,160 ± 0,013	0,188 ± 0,032



Rys.3. Wpływ nacisku jednostkowego na współczynnik tarcia statycznego

Na rysunku nr 4 możemy zaobserwować efekty przeprowadzonego procesu tarcia. Wyraźnie widoczne są zarysowania powstałe na skutek wzajemnych oddziaływań mikronierówności na obu współpracujących powierzchniach. Ponieważ próbka i przeciwpróbka wykonane były z tego samego materiału, a więc mają taką samą twardość, więc głównym mechanizmem powodującym zużycie jest mikroskrwanie.



Rys. 4. Powierzchnie próbek po przeprowadzonym procesie tarcia. Kolejno od lewej: stal 316L, stop tytanu Ti6Al14V i vitalium

W tabeli 2 przedstawione zostało zestawienie wyników pomiarów mikrotwardości testowanych biomateriałów. Badania wykazały ogólny wzrost mikrotwardości, co ma związek ze zmianami zachodzącymi w warstwie wierzchniej na skutek przeprowadzenia procesu tarcia.

Tab. 2. Zmiana średnich wartości mikrotwardości poszczególnych biomateriałów na skutek przeprowadzonego procesu tarcia

Średnia wartość mikrotwardości	Stal 316L	Ti6Al14V	Vitalium
Wartość początkowa	165,46 HV	369,95 HV	359,72 HV
Wartość po procesie tarcia	180,83 HV	394,04 HV	384,62 HV

5. WNIOSKI/DYSKUSJA

Wraz ze wzrostem nacisku jednostkowego we wszystkich przebadanych biomateriałach, widoczny jest spadek wartości współczynnika tarcia statycznego. Najwyższy współczynnik tarcia statycznego zaobserwowany został dla stopu tytanu – około 0.3, natomiast dla stali 316L i vitalium jego wartości są zbliżone i wynoszą około 0.2.

Dalsza analiza współczynnika tarcia statycznego powinna opierać się o weryfikację tychże wartości z użyciem aparatury pozwalającej na otrzymanie bardziej dokładnych wyników.

6. LITERATURA

- [1] Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000; Tom 4 Biomateriały; pod red. S. Błażewicza i L. Stocha; Wyd.1. Warszawa: Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2003.
- [2] Biomechanika; pod red. R. Będzińskiego; Wyd.1. Warszawa: Warszawska Drukarnia Naukowa PAN, 2011.
- [3] Stanowisko do badania współczynnika tarcia statycznego par trących typu: metal-polimer; Kowalewski P. Wieleba W.; Czasopismo Techniczne. M, Mechanika; R. 106, z. 1-M, s. 191-194; 2009.
- [3] Tribologia; Z. Lawrowski; Wyd.2. Wrocław: Oficyna Wydawnicz Politechniki Wrocławskiej, 2008.

INFLUENCE OF THE UNIT PRESSURE ON THE STATIC FRICTION COEFFICIENT OF PARTICULAR BIOMATERIALS