

Mgr inż. Żaneta Anna Mierzejewska

Mgr inż. Paulina Kuptel

Dr hab. inż. Jarosław Sidun

Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej

Politechnika Białostocka

Ul. Wiejska 45 C, 15-351 Białystok, Polska

E-mail: a.mierzejewska@doktoranci.pb.edu.pl, paulinakuptel@wp.pl, j.sidun@pb.edu.pl

Analiza stanu powierzchni usuniętych implantów kostnych

Słowa kluczowe: *implant, analiza powierzchni, zużycie eksploatacyjne, zużycie tribologiczne*

Abstract: Wymagania stawiane materiałom na implanty są wysokie i bardzo zróżnicowane. Mają one wspomagać lub zastępować chore lub uszkodzone części układu kostno-mięśniowego, gdzie często pojawiają się obciążenia i różnorodny stan naprężeń. Muszą zatem charakteryzować się odpowiednimi własnościami wytrzymałościowymi i odpornością na różne rodzaje korozji, powiązaną z biotolerancją oznaczającą neutralność materiału wobec organizmu podczas użytkowania. W pracy przedstawiono wyniki badań trzech grup implantów: zestawu do stabilizacji kości długich, wykonanego ze stali austenitycznej 316L, zestawu do gwoździowania śródszpikowego do zespołów złamań kości udowej, wykonanego ze stopu tytanu Ti6Al4V oraz płytki rekonstrukcyjnej prostej, wykonanej ze stopu tytanu Ti6Al4V pokrytego warstwą tlenków. Implanty te wszczepione były do organizmu ludzkiego, a następnie usunięte, wraz z zakończeniem procesu leczenia lub wskutek uszkodzenia implantu podczas jego eksploatacji. Następnie poddano je badaniom w celu określenia stopnia zużycia. Badania realizowano z wykorzystaniem mikroskopu skaningowego Hitachi S-3000N. Wyniki badań wskazują na szereg zmian, które zaszły na powierzchni implantów i potwierdziły istnienie typowych mechanizmów zużycia implantów prezentowanych w doniesieniach literaturowych. Na powierzchni badanych implantów zauważono ślady korozji, pęknięcia zmęczeniowe, zużycie tribologiczne oraz ślady frettingu. Badania zużycia implantów, określenie ich charakteru oraz ocena intensywności zachodzenia procesów niszczenia mogą w przyszłości znacznie wpłynąć na poprawę zarówno właściwości mechanicznych tych implantów, jak również na próbę zmiany ich kształtu tak, by nowoczesne implanty kostne spełniały swoją rolę bez ryzyka zniszczenia w trakcie ich eksploatacji.

1. Wstęp

Obserwowany obecnie rozwój techniki, a w głównej mierze motoryzacji oraz aktywny tryb życia współczesnego człowieka, przyczyniają się w znaczący sposób do wzrostu liczby różnego rodzaju urazów narządów ruchu [1]. Fakt ten stawia duże wyzwanie przed chirurgią rekonstrukcyjną układu kostnego, a efektywne poszukiwanie rozwiązań z zakresu doboru materiałów na implanty i instrumentarium chirurgiczne wymaga bezpośredniej współpracy lekarzy oraz inżynierów [14].

Dzięki temu współdziałaniu, w przeciągu kilkunastu ostatnich lat, dokonał się znaczący postęp w dziedzinie implantologii. Rozwój różnorodnych technik z zakresu inżynierii materiałowej do zastosowań medycznych, w tym w szczególności materiałów i inżynierii powierzchni, wpłynął na rozszerzenie możliwości przywrócenia całkowitej lub częściowej sprawności narządów ruchu [7,10-11]. Wszczepy kostne pozwalają na odbudowę zniszczonych układów oraz poprawę stanu zdrowia i funkcjonalności człowieka [15-17].

Implantami nazywamy ciała obce, wykonywane z jednego lub więcej biomateriałów, które mogą być umieszczone wewnątrz organizmu, jak również częściowo lub całkowicie pod

powierzchnią nabłonka, mogące pozostać przez dłuższy okres w organizmie [1,21]. Taki długotrwały kontakt wszczepu ze środowiskiem tkankowym stawia materiałom stosowanym na implanty kostne wiele wymagań. Muszą one posiadać specyficzne właściwości fizykochemiczne i funkcjonalne, które będą determinować ich przydatność w przypadku zastosowania połączenia kość-implant [12,13].

Materiały te muszą mieć odpowiednie właściwości mechaniczne i trwałość w środowisku biologicznym w stosunku do funkcji jaką mają spełniać w organizmie [5]. Dotyczy to w szczególności materiałów używanych do produkcji endoprotez stawów i zespołów kości, które są w trakcie eksploatacji poddawane dużym obciążeniom zarówno statycznym, jak i dynamicznym [4,22,23]. Biomateriały pracują w zmiennym stanie naprężeń i przemieszczeń oraz reaktywnym środowisku tkanek i płynów ustrojowych. Fakt ten może prowadzić do nieodwracalnych zmian w takich materiałach, a w konsekwencji do utraty ich funkcjonalności [2,3,18-20].

W trakcie użytkowania materiałów inżynierskich stosowanych na implanty kostne, w ich strukturze i na ich powierzchni występują istotne zmiany, spowodowane warunkami i samym faktem eksploatacji [2,3,19]. Właściwości materiałów ulegają zmianom w miarę upływu czasu eksploatacji, nierzadko ulegając znacznej degradacji [6,24]. Owe procesy niszczenia implantów kostnych, występujące podczas użytkowania w warunkach klinicznych, są bardzo interesujące i ważne.

Ciekawy obszar badań materiałowych stanowią dociekania na temat tego, w jaki sposób ulegają zniszczeniu metalowe implanty kostne poddane działaniu organizmu żywego podczas ich eksploatacji [8,9,18]. Analizując bowiem zmiany powstałe na ich powierzchni, można wnioskować, jakie czynniki mają decydujący wpływ na powstanie danej destrukcji. Tego typu analiza jest głównym elementem prezentowanej publikacji. Problemem badawczym, który stanowi osnowę pracy jest określenie jakie procesy niszczenia powierzchni zachodzą w implantach metalicznych przebywających w środowisku organizmu ludzkiego.

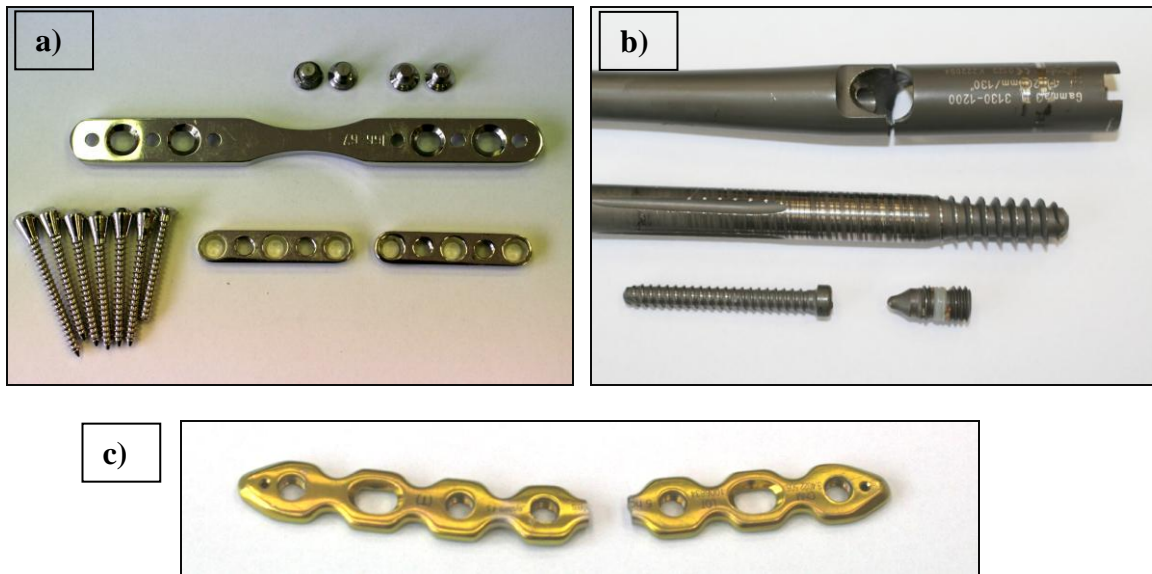
2. Materiały i metody

Badaniom poddano trzy grupy metalicznych implantów ortopedycznych służących do zespołów kostnych (rys.1) przebywających w organizmie przez okres ok. 6 miesięcy. Badania zmian powierzchniowych wykonano na następujących elementach:

- zestaw do stabilizacji kości długich użyty do osteosyntezy wewnętrznej trzonu kości udowej, składający się z płyty nośnej, płytki kłamrującej oraz śrub łączących i wkrętów korowych (stal austenityczna 316L),
- zestaw do gwoździowania śródszpikowego do zespołów złamań kości udowej (stop tytanu Ti6Al4V),
- płytka rekonstrukcyjna prosta użyta do zespolenia kości przedramienia (stop tytanu Ti6Al4V anodowany).

Część badawcza pracy polegała na ocenie zmian na powierzchni implantów kostnych, które zostały usunięte wraz z zakończeniem procesu leczenia lub wskutek uszkodzenia implantu podczas jego eksploatacji w organizmie. W tym celu przeprowadzono wstępną ocenę makroskopową, a następnie szczegółowe badania mikroskopowe.

Obserwacje mikroskopowe zrealizowano w Katedrze Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej Wydziału Mechanicznego Politechniki Białostockiej z wykorzystaniem mikroskopu skaningowego Hitachi S-3000N (z przystawką do mikroanalizy rentgenowskiej - EDS firmy THERMO NORAN typ NSS oraz z przystawką do badań preparatów biologicznych), stanowiącego wyposażenie Laboratorium Badań Strukturalnych Materiałów.

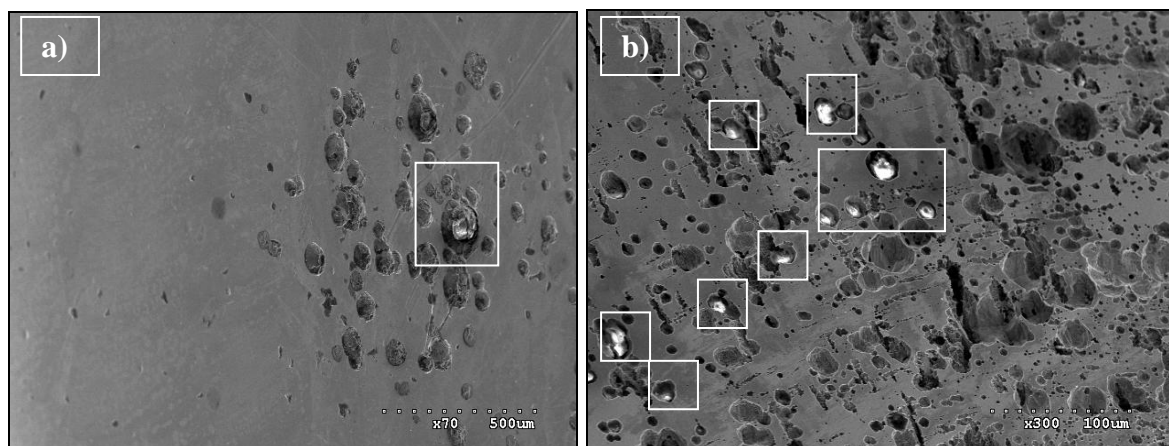


Rys. 1. Materiały użyte do badań: a) zestaw do stabilizacji kości długich, b) zestaw do stabilizacji śródkostnej, c) płytki rekonstrukcyjna prosta

3. Wyniki badań i dyskusja

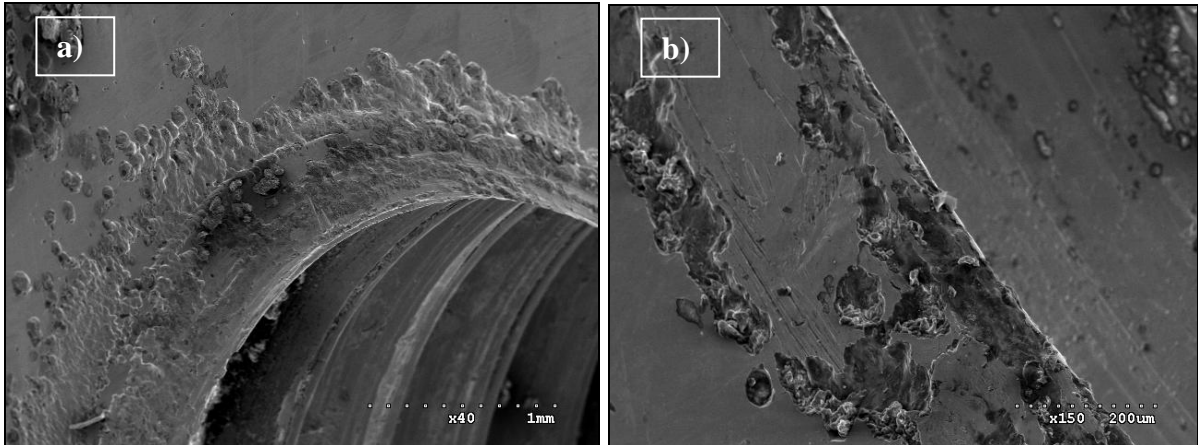
3.1. Stabilizator POLFIX

Obserwacja mikroskopowa powierzchni płytki ujawniła widoczne wżery korozyjne, powstałe na skutek oddziaływania płynów ustrojowych na materiał, z którego wykonany jest implant. Ponadto zaobserwowano obecność produktów degradacji na powierzchni płytki. Produkty te powstały wskutek wzajemnego oddziaływania powierzchni gniazda płytki z łbem śruby w trakcie przebywania implantu w organizmie. Przywieranie do powierzchni implantu produktów zużycia wynika z oddziaływań adhezyjnych (rys.2).



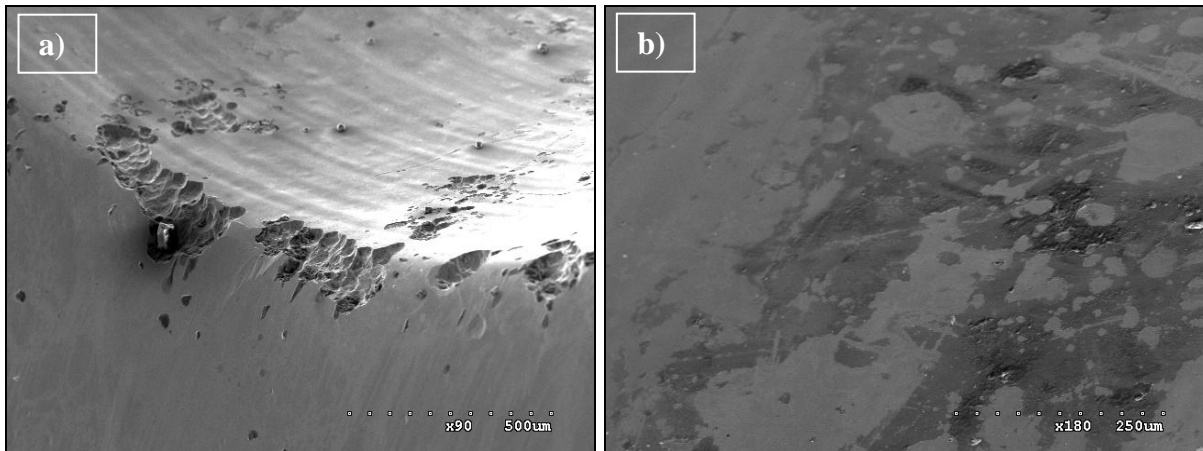
Rys. 2. Zdjęcie powierzchni płytki POLFIX, a) pow. x70, b) x300. Na zdjęciach zaznaczono obszary, w których cząstki metalu, powstałe w procesie zużycia, przywarły do powierzchni implantu

W implantach do stabilizacji złamań kostnych, jakimi są płytki, miejscami szczególnie narażonymi na zniszczenia są otwory służące do mocowania wkretów. W przypadku ocenianej płytki są to otwory zarówno gwintowane jak i otwory stożkowe. W obrębie gwintu, co widoczne jest na poniższych zdjęciach (rys.3), zaobserwowano zjawisko frettingu. Świadczą o tym charakterystyczne wżery oraz obszary drobnych mikropęknięć.



Rys. 3. Zdjęcie powierzchni otworu gwintowanej płytki, pow. x40, pow. x150

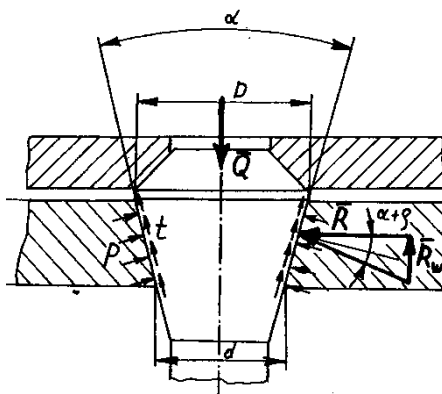
W obrębie otworów nastąpił rozwój korozji, w wyniku oddziaływania agresywnego środowiska organizmu na implantowany metal. Na powierzchni widoczne są liczne wżery korozyjne (rys.4a) i przebarwienia będące początkowym stadium rozwoju korozji (rys.4b). W obrębie otworów odnaleźć można również ślady zużycia ściernego. Dodatkowo nastąpiła niewielka deformacja kształtu otworów. Oba procesy powstają najczęściej wskutek zużycia mechanicznego, zachodzącego podczas wkręcania wkrętów oraz dalszej eksploatacji implantu.



Ryc. 4. Widok powierzchni otworu stożkowego płytki: a) wżery korozyjne (pow. x90), b) przebarwienia (pow. x180)

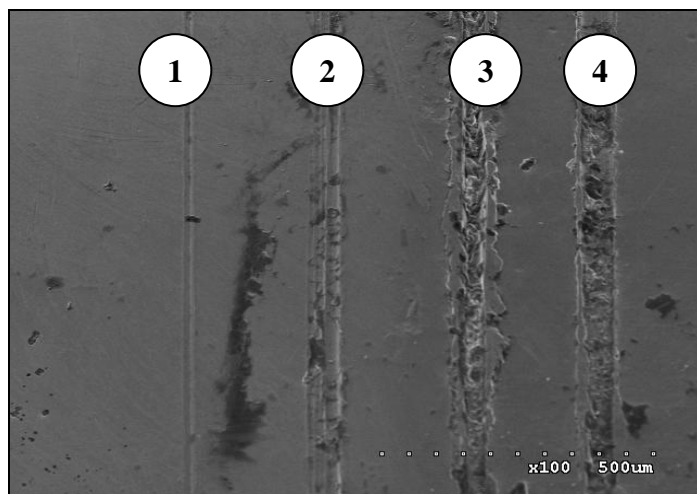
Wkręt korowy z zestawu do stabilizacji kości długich jest elementem, który po wkręceniu go w kość ustala ułożenie płytek. Z tego powodu wkręt ten jest poddawany dużym obciążeniom. Punktem, gdzie działają na niego największe siły, jest miejsce styku wkrętu i płytki.

Procesy zużyciowe w obrębie łba wkrętu są inicjowane już w czasie zabiegu operacyjnego podczas montażu stabilizatora. Przy wkręcaniu śruby, jej łeb jest dociskany do stożkowego otworu, a ponieważ są duże rzeczywiste naciski jednostkowe, przy obrocie śruby może dochodzić do zatarcia. Po wstępnym zmontowaniu stabilizatora, następuje ostateczny docisk wkrętów kostnych. Schemat rozkładu sił w połączeniu stożkowym: łeb wkrętu kostnego – płytka przedstawiony został na rysunku 5.



Rys. 5. Rozkład sił w połączeniu stożkowym: łeb wkrętu kostnego – płytkę: Q – siła montażu połączenia stożkowego, R – nacisk promieniowy na powierzchni styku, p – nacisk jednostkowy na powierzchni styku, t – elementarna siła tarcia, R_w – siła wcisku $R_w = R \tan(\rho + \alpha)$ [16]

Podczas obserwacji mikroskopowej wkrętu korowego na jego powierzchni, zaobserwowano ślady korozji szczelinowej. Rozwinęła się ona w miejscach, gdzie implant został zarysowany podczas wkręcania go w płytkę. Zarysowania powstały na skutek wzmożonego tarcia pomiędzy tymi elementami. Podczas montażu implantu, nastąpiło uszkodzenie warstwy pasywnej materiału, z którego wkręt został wykonany, co dało początek rozwojowi korozji szczelinowej. Na poniższym zdjęciu mikroskopowym (rys.6) uwidocznił się postęp rozszerzania się tego typu zniszczenia.

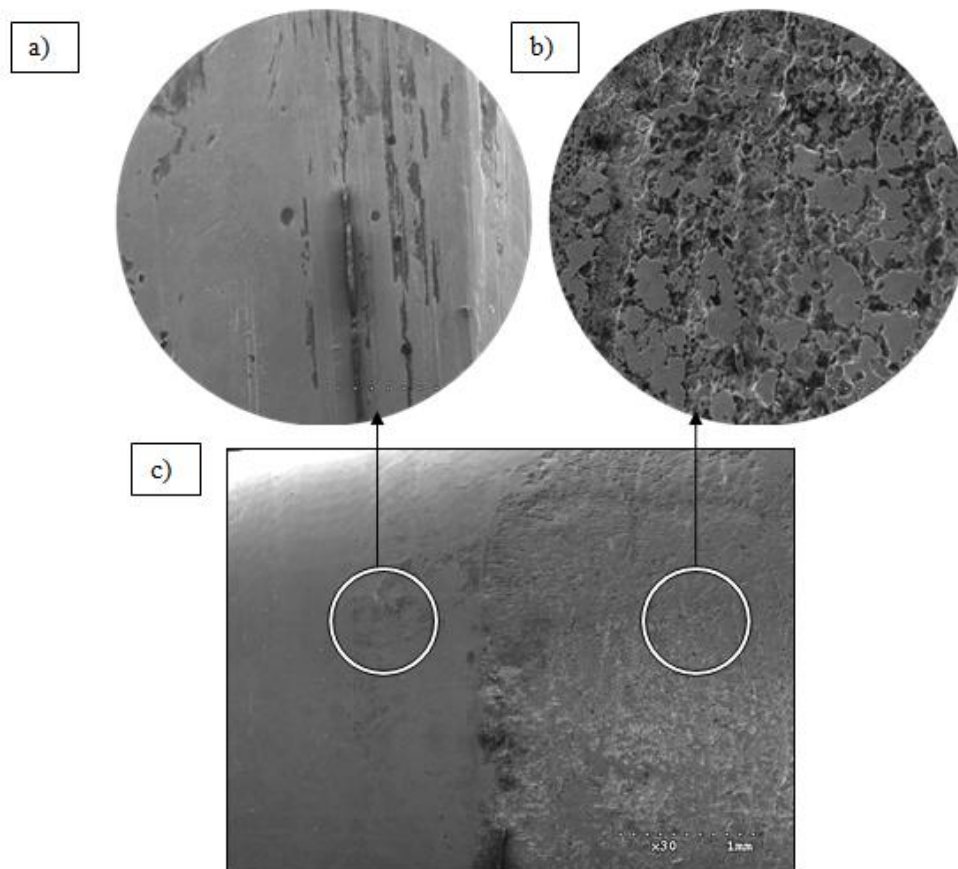


Rys. 6. Widok powierzchni wkrętu korowego z rozwojem kolejnych stadiów korozji szczelinowej, pow. x100

Innym rodzajem zużycia jaki zaobserwowano na wkrętach jest fretting. Na skutek mikroruchów z udziałem odkształceń sprężystych występujących pomiędzy elementami stabilizatora, na powierzchni wkrętu powstały ubytki. Są to charakterystyczne wżery. Te zniszczenia materiału widoczne są na rysunku 7b.

Dodatkowo, w miejscach, gdzie występował intensywny kontakt metalowego wszczepu z tkanką kostną, na powierzchni wkrętu, powstały przebarwienia oraz został zapoczątkowany proces korozji wżerowej (rys.7a). Czynnikiem inicjującym rozwój wżerów było działanie

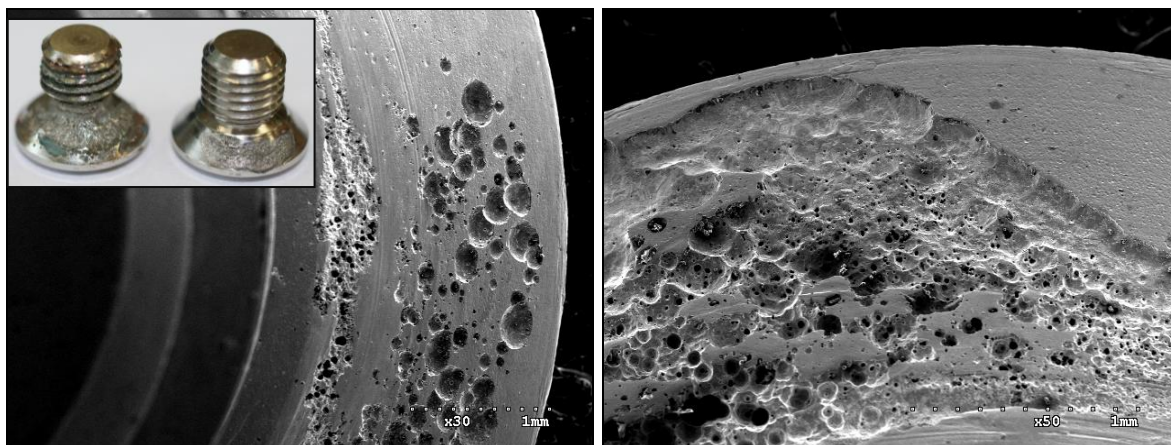
otaczającego środowiska o obniżonym pH w stosunku właściwej równowagi kwasowo-zasadowej organizmu.



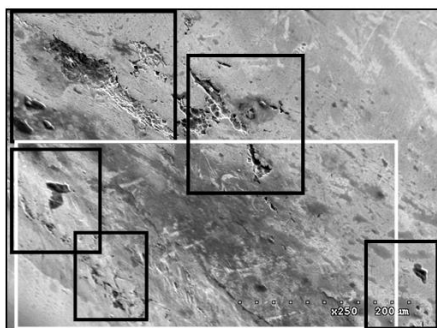
Rys. 7. Widok powierzchni wkrętu długiego PLOFIX, a) pow. x100, b) pow. x200, c) pow. x30

Obrazy mikroskopowe obserwowanych wkrętów pokazały, jak rozległe jest zniszczenie ich warstwy wierzchniej. Na skutek mechanicznego oddziaływania głowy wkrętu korowego z płytką, początkowo w miejscach styku, powstawały ślady zużycia ciernego. W miarę upływu czasu eksploatacji i występujących mikroruchów powodowanych zmiennymi obciążeniami, nastąpiło zwiększenie chropowatości powierzchni. W późniejszym okresie zużycia frettingowego rozwinęły się wgłębienia w materiale, z którego wykonane zostały wkręty. Te charakterystyczne dla frettingu zmiany przedstawione są na rysunku 8.

W przeprowadzonych badaniach zauważono również zmiany w obszarach, gdzie oddziaływanie z płytką było mniejsze (rys.9). Zaobserwowano tam przebarwienia oraz naruszenie ciągłości warstwy wierzchniej implantu w postaci niewielkich wżerów korozyjnych. Ubytki te powstały najprawdopodobniej z powodu naruszenia warstwy pasywnej metalu, być może już podczas implantacji wszczepu. W wyniku oddziaływania środowiska tkankowego o odczynie kwaśnym niższym niż pH 6,8 na metal, rozpoczął się proces korozyjny. Otoczenie wżeru jest katodą i zachodzi tam redukcja tlenu. W pierwszym etapie dochodzi do przebarwień, a następnie wewnątrz wżeru następuje wzrost stężenia jonów agresywnych i znaczne obniżenie pH. Na dnie wżeru tworzy się warstwa produktów korozji. Wymiana elektrolitu między wżerem i otoczeniem zachodzi przez otworki i pory warstwy pasywnej. Skład tej warstwy, jej grubość i porowatość wpływają na ilość i wielkość wżerów oraz na szybkość ich rozrostu.



Rys. 8. Widok powierzchni łba wkrętu mocującego POLFIX: a) pow. x30, b) pow. x50



Rys. 9. Widok powierzchni śruby łączącej, pow. x250 (na czarno zaznaczono obszar widocznych wżerów korozyjnych, na biało – przebarwienia)

W wyniku obserwacji makro- i mikroskopowych wyodrębniono dwa podstawowe typy uszkodzeń:

- uszkodzenia pierwszego typu – mają postać charakterystyczną dla zużycia tribologicznego; makroskopowo są to ślady tarcia (rys. 6) występującego zarówno na powierzchniach otworów stożkowych w płytkach kłamujących i gniazdach łączników oraz współpracujących z nimi łbach wkrętów kostnych;
- uszkodzenia drugiego typu – mają postać charakterystyczną dla zużycia korozyjnego (rys. 4); makroskopowo są to miejsca matowe, gdzieś wżery widoczne gołym okiem, występujące na powierzchniach otworów stożkowych w płytkach kłamujących i gniazdach łączników oraz współpracujących z nimi łbach wkrętów kostnych.

3.2. Gwóźdź śródszpikowy

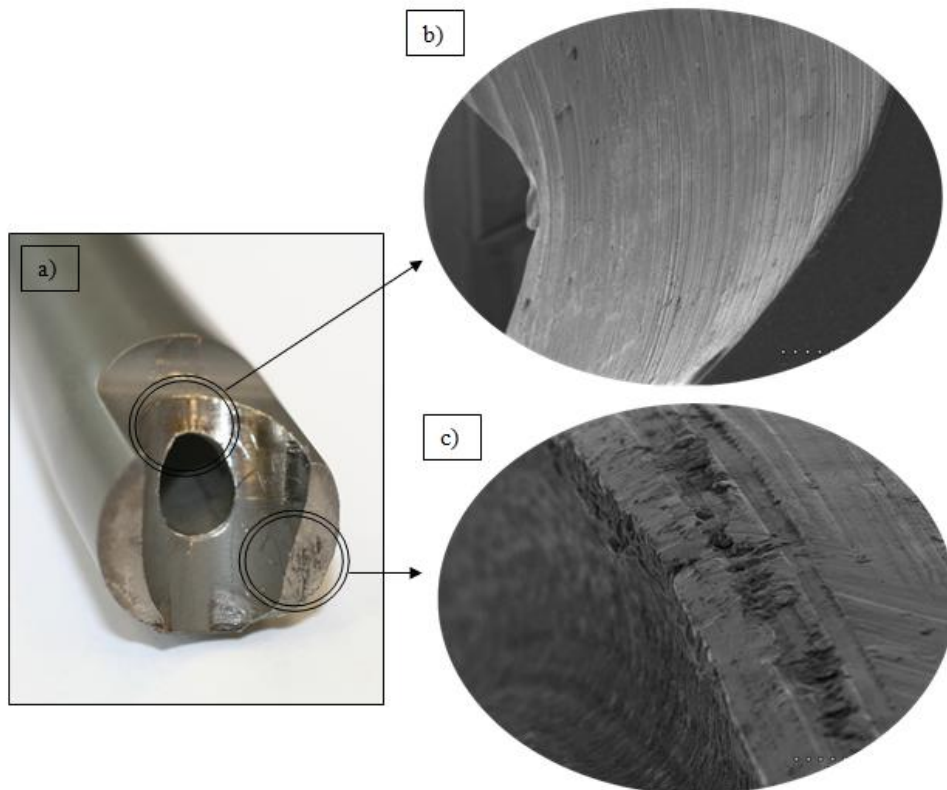
W skład zestawu do gwoździowania śródszpikowego złamań kości udowej wchodzi: gwóźdź śródszpikowy oraz trzy rodzaje wkrętów – blokujący, rekonstrukcyjny oraz zaślepiający. Szczegółowym ocenom mikroskopowym poddane zostały dwa elementy zestawu: gwóźdź śródszpikowy oraz wkręt rekonstrukcyjny.

Gwóźdź śródszpikowy jest implantem, który podczas spełniania swojej stabilizującej roli, jest poddawany ogromnym obciążeniom powstającym podczas lokomocji człowieka. Badany gwóźdź podczas eksploatacji został uszkodzony – nastąpiło jego złamanie w wyniku zmęczenia materiału.

Już obserwacja makroskopowa dała możliwość zaobserwowania zmian, jakie zaszły w obrębie implantu, gdy przebywał on w otoczeniu środowiska tkankowego. Zauważyć

można ślady zniszczenia ściernego oraz rozwoju procesów korozyjnych w miejscu przełomu gwoździa śródszpikowego (rys.10a).

Zarysowania na wewnętrznej powierzchni gwoździa, które są widoczne na obrazie mikroskopowym (rys.10b), są rezultatem oddziaływania, do którego doszło podczas mocowania wkrętu rekonstrukcyjnego. Rysy te powstały w wyniku tarcia powierzchni wkrętu o powierzchnię gwoździa. Ponadto widoczne jest też odkształcenie plastyczne otworu na skutek cyklicznie zmiennych obciążeń występujących pomiędzy tymi elementami. Powodem takiej deformacji był luz pomiędzy wkrętem a gwoździem, prowadzący do występowania mikroruchów.



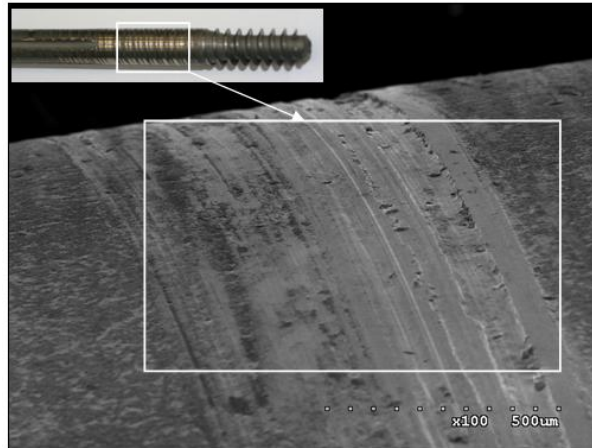
Rys. 10. Wkręt blokujący, a) przełom, zdjęcia mikroskopowe pokazujące charakterystyczne zniszczenia: b) pow. x30, c), pow. x300

Na rysunku 10c widoczne jest miejsce niszczenia poprzez korozję powierzchni przełomu. Powierzchnia ta ma zwiększoną chropowatość i widoczne ślady wżerów korozyjnych.

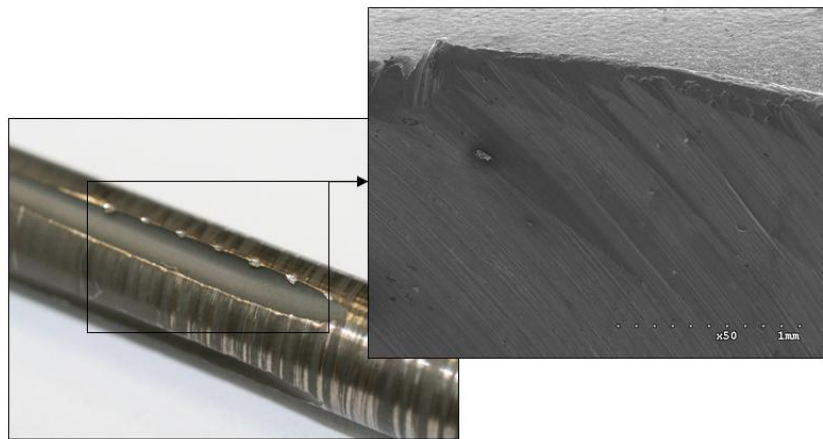
Uszkodzenia wkrętu rekonstrukcyjnego mają charakter zużycia ściernego. Zarysowania powstałe na jego powierzchni można było dostrzec makroskopowo (rys.11).

Bruzdy, które są widoczne na powierzchni powstały na skutek obracania wkrętu przy jednoczesnym jego docisku do powierzchni gniazda gwoździa. Widoczny jest też nieznaczny ubytek materiału (rys.11).

Wkręt rekonstrukcyjny uległ także uszkodzeniu mechanicznemu. W trakcie jego montażu nastąpiła deformacja powierzchni, która podczas dalszej eksploatacji uległa pogłębieniu, co widoczne jest na poniższym rysunku (rys.12).



Rys. 11. Zdjęcie powierzchni wkrętu rekonstrukcyjnego przedstawiające zarysowania powierzchni, pow. x100

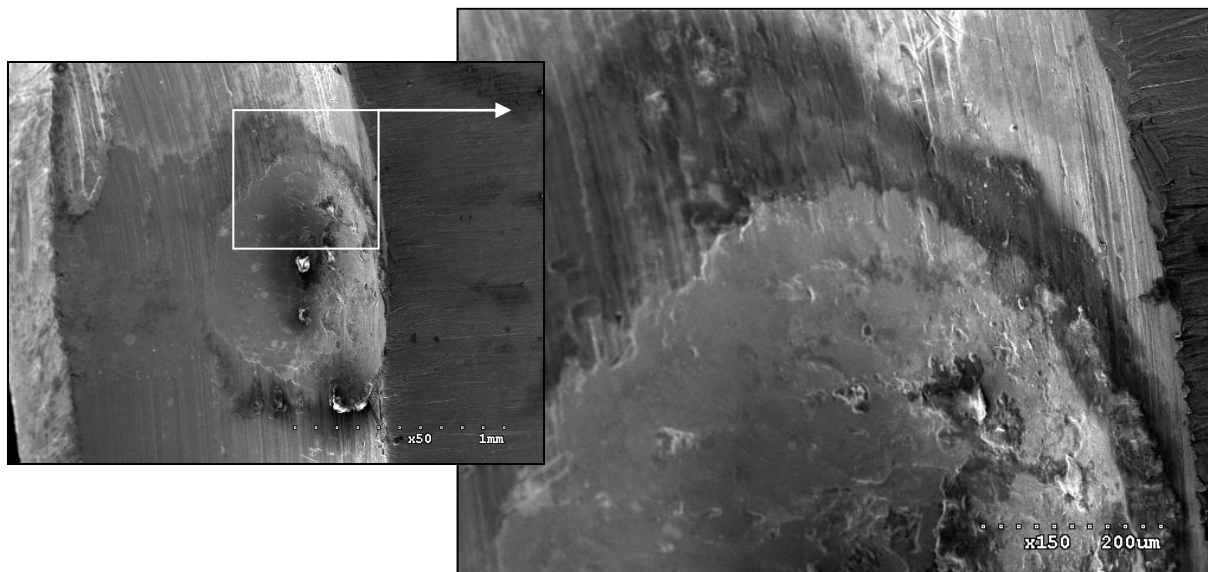


Rys. 12. Widok uszkodzonej powierzchni wkrętu rekonstrukcyjnego, pow. x50.

3.3. Płytki rekonstrukcyjna prosta

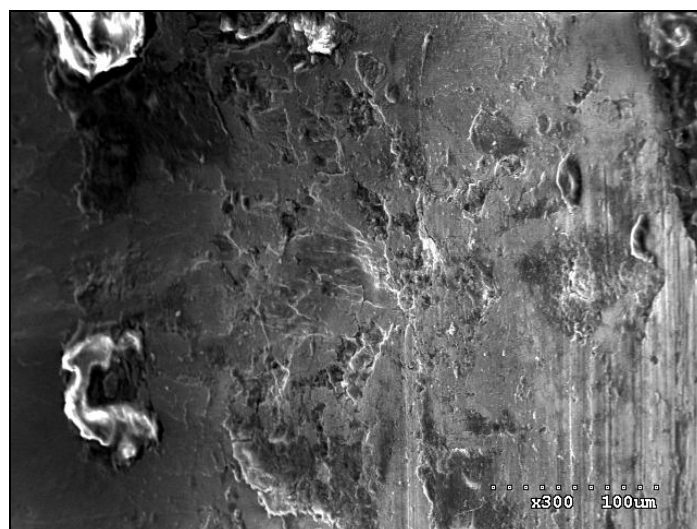
Płytki rekonstrukcyjna prosta (rys. 1c) została wykonana z implantacyjnego stopu tytanu Ti6Al4V. Dodatkowo jej powierzchnię poddano anodowaniu w celu antykorozyjnego zabezpieczenia powierzchni. W wyniku działania zmiennych obciążeń i środowiska organicznego na implant, uległ on uszkodzeniu. Pęknięcie płytki nastąpiło na skutek zmęczenia materiału. Obserwacjom mikroskopowym poddano zarówno powierzchnię płytki oraz otworów w niej występujących, jak również przełom płytki.

Wyniki przeprowadzonych obserwacji mikroskopowych wykazały, że pomimo zastosowania dodatkowej ochrony przed zniszczeniami, jej powierzchnia i tak uległa znacznym zmianom. Zaobserwowano wystąpienie przebarwień na znacznym obszarze oraz zapoczątkowanie rozwoju wżerów korozyjnych w miejscach, gdzie przebarwienia były największe (rys. 13). Najprawdopodobniej wymienione procesy zaszły na skutek wzrostu stężenia jonów Cl^- warstwy wierzchniej materiału implantacyjnego, będącego w kontakcie z elektrolitami znajdującymi się w płynach ustrojowych go otaczających. Stężenie jonów Cl^- ma wpływ na czas inkubacji korozji wżerowej. Im wyższe to stężenie i im wyższy potencjał krytyczny zarodkowania wżerów, tym okres inkubacji jest krótszy.



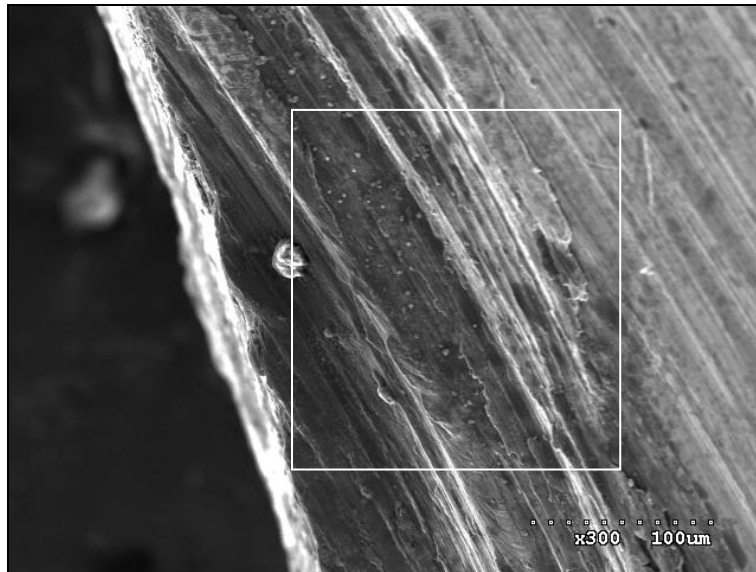
Rys. 13. Uszkodzenia korozyjne powierzchni płytki rekonstrukcyjnej

Dodatkowo, przy większym powiększeniu, dostrzeżono zwiększoną chropowatość warstwy wierzchniej płytki. Jej powierzchnia pomimo oczyszczania w płucze ultradźwiękowej, zawierała zanieczyszczenia w postaci nieregularnych cząstek. Na niektórych powierzchniach implantów wszczepianych do organizmu żywego, czasami pozostają wyraźne zanieczyszczenia. Niekiedy są one ciężkie lub nawet niemożliwe do usunięcia ze względu na wystąpienie silnych oddziaływań adhezyjnych. W tym przypadku przylegającymi cząstkami mogą być pozostałości tkanki okołowszczepowej (rys.14).



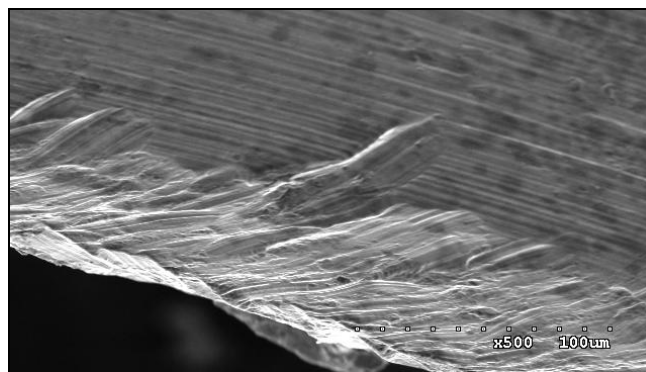
Ryc. 14. Widok powierzchni płytki z widocznymi nieregularnymi cząstkami, pow. x300

Obserwacja gniazda płytki wykazała uszkodzenia jej warstwy wierzchniej w postaci zużycia ściernego. Świadczą o tym widoczne na zdjęciu zarysowania oraz bruzdy (rys.15). Zaobserwowane odkształcenie plastyczne powstało najprawdopodobniej podczas zabiegu montażu, gdy w celu umocowania płytki, wkręcano w jej otwór śrubę.



Rys. 15. Zdjęcie powierzchni otworu w płytce anodowanej, pow. x70. Na zdjęciu zaznaczono zarysowania powstałe podczas implantacji elementu

Na poniższym rysunku widoczne są ślady zużycia zmęczeniowego gniazda płytki rekonstrukcyjnej (rys. 16). Widoczne bruzdy powstały na skutek cyklicznie zmiennych obciążeń działających na elementy stabilizatora oraz wzajemnych oddziaływań pomiędzy łbem wkrętu a powierzchnią otworu w płytce. Powodem takiej deformacji może być luz pomiędzy śrubą a płytką, który prowadzi do występowania mikroruchów obu detali. W wyniku przenoszenia znacznych obciążeń, luz ten może się zwiększać, przez co cały układ staje się bardziej podatny na uszkodzenia.



Rys. 16. Zdjęcie powierzchni gniazda płytki anodowanej, pow. x500.

Oba opisane powyżej uszkodzenia powierzchni otworów w płytce anodowanej prowadzą do zmiany ich kształtu. Deformacje gniazd płytki zachodzą na skutek wzajemnego oddziaływania między łbem wkrętu a płytką. Zniekształcenie otworu może powstać już na początku kontaktu płytki z organizmem, czyli podczas jej montażu, na skutek obracania wkrętów przy jednoczesnym docisku ich łbów do gniazd w płytkach. Dodatkowo na deformacje może też wpływać złe umieszczenie wkrętu. W takiej sytuacji, występujące podczas eksploatacji implantu mikroruchy w wyniku działania zmiennych obciążeń, nasilają się. A to z kolei wzmagają zniekształcenia otworów. Należy zaznaczyć, że deformacja gniazd płytki jest procesem niekorzystnym, ponieważ może doprowadzić do niestabilności całego implantowanego układu stabilizatora.

4. Podsumowanie

Przeprowadzone badania makro- i mikroskopowe ujawniły szereg zmian zachodzących na powierzchniach implantów oraz potwierdziły istnienie typowych mechanizmów zużycia implantów, jakie prezentują doniesienia literaturowe.

Największe obszary zużycia widoczne są na współpracujących powierzchniach gniazd płytki oraz łbów wkrętów kostnych. Obserwuje się tu wiele uszkodzeń charakterystycznych dla procesów niszczenia korozyjnego oraz zużycia trybologicznego, głównie ściernego oraz frettingu. Ślady zużycia ściernego występują w miejscach styku współpracujących części. Procesy zużyciowe są inicjowane już w czasie zabiegu operacyjnego - podczas montażu i rozwijają się szczególnie intensywnie w obszarach mikrokontaktów elementów zespalaających.

Na podstawie przeprowadzonych badań i analiz można wyciągnąć następujące wnioski:

- typowe mechanizmy zużycia implantów powstałe na ich powierzchni to: korozyja wżerowa, miejscowy ubytek materiału na skutek frettingu, zużycie trybologiczne, uszkodzenia mechaniczne w wyniku interwencji chirurga oraz pęknięcia w wyniku zmęczenia materiału,
- najczęściej procesy zużyciowe są inicjowane już w czasie zabiegu operacyjnego - podczas wprowadzania implanu do organizmu i rozwijają się szczególnie intensywnie w obszarach mikrokontaktów elementów zespalaających,
- procesy trybologiczne i produkty ich zużycia inicjują reakcje tkankowe w efekcie niebezpieczne dla organizmu zachwianie równowagi kwasowo-zasadowej (mniejsze pH niż 6,8), a tym samym zwiększenie stężenia jonów Cl^- będących inkubatorami korozji wżerowej.
- technologiczna zmiana stanu warstwy wierzchniej elementów powinna zdecydowanie ograniczyć uszkodzenia podczas implantacji oraz zużycie trybologiczne i korozyjne.

Acknowledgement: Praca zrealizowana przy wsparciu finansowym Wydziału Mechanicznego Politechniki Białostockiej w ramach projektu „Rozwój młodych naukowców i uczestników studiów doktoranckich” nr MB/WM/14/2014.

Literatura

1. Ackermann K.: *Implantologia*, Urban&Partner, Wrocław 2004
2. Albert K., Schledjewski R., Harbaugh M., Bleser S., Jamison R., Friedrich K.: *Characterization of wear in composite material orthopaedic implants, Part 2. The implant/bone interface*. Biomedical Materials Eng. (1994): 199-211
3. Benea L., Mardare-Danaila E., Celis J-P.: *Increasing the tribological performances of Ti-6Al-4V alloy by forming a thin nanoporous TiO layer and hydroxyapatite electrodeposition under lubricated conditions*. Tribology International, 78 (2014): 168–175
4. Ciupik L. F., Krasicka-Cydzik E., Mstowski J., Zarzycki D.: *Metalowe implanty kręgosłupowe. Cz. I: Techniczne aspekty biotolerancji*. W: *System DERO: rozwój technik operacyjnego leczenia kręgosłupa*. (red.) Zarzycki D., Ciupik L. F., Wyd. Grupa DERO LfC, Zielona Góra 1997: 93-104

5. Dąbrowski J.R., Klekotka M., Sidun J.: *Fretting and fretting corrosion of 316L implantation steel in the oral cavity environment*. Eksploatacja i Niezawodność-Maintenance and Reliability, Vol. 16, nr 3 (2014): 441–446
6. Diomidis N., Mischler S., More N.S., Manish Roy: *Tribo-electrochemical characterization of metallic biomaterials for total joint replacement*. Acta Biomaterialia, 8 (2012): 852–859
7. Dobrzański L. A.: *Kształtowanie struktury i własności powierzchni materiałów inżynierskich i biomedycznych*. Wyd. International OC&CO World Press, Gliwice 2009
8. Geringer J., Mathew M.T., Wimmer M.A.: *Synergism effects during friction and fretting corrosion experiments – focusing on biomaterials used as orthopedic implants*. Biomaterials and Medical Tribology 2013: 133–180
9. Guo F., Dong G., Dong L.: *High temperature passive film on the surface of Co–Cr–Mo alloy and its tribological properties*. Applied Surface Science, 314, (2014): 777–785
10. Kakubo T., Kim H.-M., Kawashita M, Nakamura T.: *Bioactive metals: preparation and properties*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine 15 (2004): 99-107
11. Kasemo B.: *Biological surface science*. Surface Science 500 (2002): 656-677
12. Krasicka-Cydzik E., Mstowski J., Ciupik L.F.: *Materiały implantowe: stal a stopy tytanu. System DERO: rozwój technik operacyjnego leczenia kręgosłupa*. Zielona Góra 1997
13. Long M., Rack H. J.: *Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective*. Biomaterials, 19, 1998: 1621–1639
14. Łaskawiec J., Michalik R.: *Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w implantach*. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
15. Marciniak J.: *Biomateriały w chirurgii kostnej*. Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
16. Marciniak J.: *Biomateriały metaliczne*. Biomateriały tom 4, Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, W-wa 2003
17. Marciniak J.: *Perspektywy stosowania biomateriałów metalicznych w chirurgii rekonstrukcyjnej*. Inżynieria Biomateriałów 1 (1997): 12-19
18. Skrzypiec P., Sajewicz E., Koronkiewicz T.: *Analiza zużycia wybranych implantów*. W: *Wybrane zagadnienia z inżynierii biomedycznej*. (red.) Dąbrowski J. R., Sajewicz E., Sidun J., Wyd. Politechniki Białostockiej, Białystok 2005: 95-106
19. Sidun J., Dąbrowski J.R.: *Aspekty biomechaniczne uszkodzeń miniplatek zespalających kości twarzoczaszki*. Motrol T.11C (2009): 176-181

20. Sidun J.: *Evaluation of wear processes of titanium plates used for internal maxillofacial fixation*. Scientific Journals Maritime University of Szczecin, 24 (96), 2010: 88-92
21. Szymański K., Olszewski W., Satła D., Rećko K., Waliszewski J., Kalska-Szostko B., Dąbrowski J.R., Sidun J., Kulesza E.: *Characterization of fretting products between austenitic and martensitic stainless steels using Mossbauer and X-ray techniques*. Wear 300 (2013): 90–95
22. Toshikazu Akahori, Mitsuo Ninomi, Kei-Ichi Fukunaga,,: *An Investigation of the Effect of Fatigue Deformation on the Residual Mechanical Properties of Ti-6Al-4V ELI*. Metallurgical and Materials Transaction, 2000, vol. 31A, 8: 1937-1948
23. Wagner W., Nawas B. A.: *Materiały stosowane w implantologii oraz zasady konstrukcyjne śródkostnych części wszczepów – z chirurgicznego punktu widzenia*. W: *Implantologia*. (red.) Koeck B., Wagner W., Wyd. Medyczne Urban & Partner, Wrocław 2004: 62-73
24. Wang S., Liao Z., Liu Y., Liu W.: *Influence of thermal oxidation temperature on the microstructural and tribological behavior of Ti6Al4V alloy*. Surface & Coatings Technology, 240 (2014): 470–477