

Mgr inż. Karolina Beer

Katedra Inżynierii Materiałowej
Wydział Mechaniczny; Politechnika Lubelska
ul. Nadbystrzycka 36; 20-618 Lublin
E-mail: k.beer@pollub.pl

Dr inż. Krzysztof Pałka

Katedra Inżynierii Materiałowej
Wydział Mechaniczny; Politechnika Lubelska
ul. Nadbystrzycka 36; 20-618 Lublin
E-mail: k.palka@pollub.pl

Prof. dr hab. Barbara Surowska

Katedra Inżynierii Materiałowej
Wydział Mechaniczny; Politechnika Lubelska
ul. Nadbystrzycka 36; 20-618 Lublin
E-mail: b.surowska@pollub.pl

Dr inż. Mariusz Walczak

Katedra Inżynierii Materiałowej
Wydział Mechaniczny; Politechnika Lubelska
ul. Nadbystrzycka 36; 20-618 Lublin
E-mail: m.walczak@pollub.pl

Ocena jakościowa odlewanych elementów protetycznych

Słowa kluczowe: *trwałość aparatów protetycznych, wady odlewnicze, stopy kobaltu*

Streszczenie: Właściwości stosowanych uzupełnień protetycznych stałych i ruchomych oraz ich konstrukcja mają istotny wpływ na ich trwałość w warunkach złożonego stanu obciążeń biomechanicznych, jakie występują w jamie ustnej w trakcie procesu żucia. Elementami, które najczęściej ulegają uszkodzeniom mechanicznym (pękaniu) w protezach szkieletowych są metalowe klamry. Uszkodzenie mocowania protezy skutkuje nie tylko brakiem możliwości jej dalszej eksploatacji, ale również jest przyczyną uczucia dyskomfortu dla pacjenta i może powodować skaleczenia jamy ustnej, uszkodzenia zębów oraz ryzyko powikłań w przypadku przedostania się do układu pokarmowego.

Celem pracy była ocena jakościowa elementów protez wytwarzanych dostępnymi technikami oraz analiza przyczyn przedwczesnej utraty funkcjonalności tych elementów.

Do badań zastosowano stop stomatologiczny na osnowie kobaltu Wironit Extra-hard. Badania jakościowe polegały na ocenie rodzaju i nasilenia wewnętrznych wad odlewniczych oraz ocenie makro- i mikrostruktury wytworzonych odlewów z wykorzystaniem technik mikroskopowych. Badania przelomów wskazują na występowanie rzadziżn spowodowanych skurczem odlewniczym. Badania mikrostrukturalne wykazały obecność typowej struktury dendrytycznej z osnową w postaci roztworu stałego Co-Cr-Mo i eutektyką. Wykonano również analizę wyników badań wytrzymałościowych w powiązaniu z uzyskiwaną makro i mikrostrukturą. Dokonano oceny ilościowej nasilenia wad odlewniczych wykorzystując analizę obrazu. Wskazano potencjalne

zagrożenia technologii odlewania oraz zaproponowano metodykę monitorowania stanu elementów protez.

1. Wstęp

Mimo coraz większej popularności implantów, stomatologiczne protezy częściowe pozostają nadal chętnie stosowanym uzupełnieniem protetycznym ze względu na swoją funkcjonalność oraz niski koszt wytwarzania [1,10].

Jednym z rodzajów protez częściowych jest proteza szkieletowa. Stosuje się ją u pacjentów, u których występuje brak zębów zbyt rozległy i niemożliwe jest zastosowanie rekonstrukcji typu most. Protezy szkieletowe pokrywają bezzębne wyrostki jamy ustnej pacjenta. W przypadku protezy górnej - również część podniebienia, w protezie dolnej - część okolicy podjęzykowej. Są to protezy o zredukowanej płycie, podpartej ozębnowo. Składają się z metalowego szkieletu - zawierającego łączniki i elementy podpierające, metalowych elementów mocujących (klamry, zasuwki) oraz ze zrekonstruowanych zębów (Rys. 1a). Ich funkcjonalność opiera się na łatwości kształtowania i indywidualnego dopasowania do anatomicznych cech pacjenta przy jednoczesnym zapewnieniu wysokiej wytrzymałości mechanicznej i odporności korozyjnej. Metalowe podbudowy protez szkieletowych wykonuje się między innymi ze stopów kobaltowo-chromowych, które charakteryzują się dużą odpornością na korozję ze względu na tworzenie ochronnej warstwy tlenkowej na powierzchni [5,11,15].

Implanty metalowe oparte na stopach Co-Cr-Mo mogą być wytwarzane różnymi metodami [6] min. metodą kucia na gorąco czy za pomocą metalurgii proszków, jednak kształtowanie protez szkieletowych ze względu na konieczność uzyskania bardzo dużej dokładności geometrycznej przy małych przekrojach wykonuje się precyzyjną metodą wytapianych modeli.

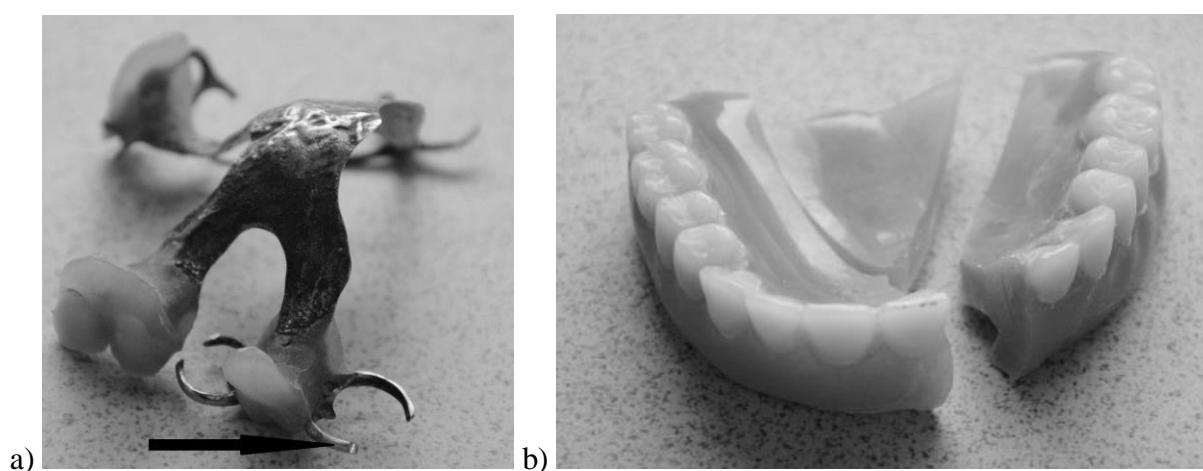
Metoda ta zapewnia wykonanie odlewów o skomplikowanym kształcie, dopasowanym do indywidualnych cech anatomicznych pacjenta, w warunkach pracowni protetycznej. Do topienia stopów stosuje się nagrzewanie indukcyjne, które umożliwi uzyskanie krótkiego czasu operacji, eliminuje znaczną część wad odlewniczych i zmniejsza koszty. Ciekły stop odlewany jest odśrodkowo lub metodą próżniowo-ciśnieniową. Odlewanie z wykorzystaniem siły odśrodkowej, zalecane w szczególności do odlewów o skomplikowanych kształtach oraz większych wymiarach, np. szkieletów protez lub mostów wieloprzęsłowych, oraz odlewanie próżniowe – stosowane głównie do mniejszych elementów, np. koron lub krótkich mostów, przy prawidłowo prowadzonym procesie wytwarzania powinno dawać podobne rezultaty makro i mikrostrukturalne w przypadku elementów o małych przekrojach (np. klamry).

Właściwości stosowanych uzupełnień protetycznych stałych i ruchomych oraz ich konstrukcja mają istotny wpływ na ich trwałość w warunkach złożonego stanu obciążeń biomechanicznych, jakie występują w jamie ustnej w trakcie procesu żucia. Za uszkodzenia i niepowodzenie zaopatrzenia protetycznego w głównej części odpowiedzialne są obciążenia mechaniczne. Siły zwarcia w zależności od wielkości, intensywności, czasu trwania i miejsca występowania powodują różny stopień koncentracji naprężeń w twardych tkankach zęba i uzupełnieniach protetycznych, co najczęściej skutkuje uszkodzeniem elementów mocujących protezy lub uszkodzeniem całej protezy (Rys. 1a,b). Wyróżnia się dwie grupy uszkodzeń protez:

- zewnątrzustne; są to uszkodzenia mechaniczne, przemoc, choroby (np. padaczka);
- wewnątrzustne; zalicza się do nich uszkodzenia mechaniczne przewlekłe – zużycie protezy, zmiany warunków podłoża protetycznego powodujące niedokładność przylegania płyty i nierównomierne jej obciążenie, brak odciążenia, niewyrównane zwarcie oraz nawyki -parafunkcje zwarciowe i niezwarciowe [2].

Elementami, które najczęściej ulegają uszkodzeniom mechanicznym (pękaniu) są klamry. Uszkodzenie mocowania protezy skutkuje nie tylko brakiem możliwości jej dalszej eksploatacji (proteza nie spełnia już swojej funkcji, nie przenosi obciążeń mechanicznych), ale również jest przyczyną uczucia dyskomfortu dla pacjenta. Ponadto niezauważona przez pacjenta, uszkodzona klamra może powodować skaleczenia jamy ustnej, mechaniczne uszkodzenia zębów lub przedostać się do układu pokarmowego, gdzie jako ciało obce ostro zakończone stanowi największe zagrożenie ze względu na możliwość powstania powikłań.

Protezy i ich części stanowią znaczną część zbioru ciał obcych ostrych u dorosłych. Weiland i wsp. [19] opisują 256 ciał obcych w trakcie 10-letniej obserwacji, natomiast O'Sullivan i wsp. podają obserwację 308 ciał obcych w ciągu 4 lat, z czego 88,3% było połkniętych przypadkowo [14]. Velasco i in. podają, że w latach 1981-1989 usuwano endoskopowo 617 ciał obcych, z tego 541 u dorosłych, najstarszy dorosły był w wieku 98 lat [16]. Z kolei Velitchkov i in. w oparciu o własne doświadczenia, pochodzące z 20-letniej obserwacji, stwierdzili 542 ciała obce u pacjentów w wieku od 15 do 82 lat [17].



Rys. 1: a) Uszkodzenie klamry w protezie szkieletowej, b) uszkodzenie protezy akrylowej

Korzystne cechy fizyko-mechaniczne stopów kobaltu i dostępność metody wytwarzania (*Best Available Techniques*) wpływają na rozpowszechnienie protez o szkielecie metalowym oraz ich przystępną cenę. Jednakże analiza potencjalnych zagrożeń i ich ilości wskazuje na konieczność rozpoznania problemu przedwczesnych uszkodzeń protez, głównie uszkodzeń klamer, ze względu na liczne zagrożenia utraty zdrowia. Poznanie przyczyn przedwczesnego zużycia, a w konsekwencji utraty właściwości eksploatacyjnych metalowych elementów protez szkieletowych pozwoli na późniejsze opracowanie metod przedłużenia ich niezawodności. Celem pracy jest ocena jakościowa elementów protez wytwarzanych dostępnymi technikami oraz analiza przyczyn przedwczesnej utraty funkcjonalności tych elementów.

2. Materiał i metody

Proces wykonania elementów do badań przeprowadzony był w warunkach profesjonalnej pracowni protetycznej według procedur stosowanych do wytwarzania podbudów protez częściowych. Odlewy wykonano przy użyciu odśrodkowej odlewarki indukcyjnej ROTOCAST (Roko Dental Equipment, Polska) oraz metodą próżniowo – ciśnieniową w odlewarce Nautilus (Bego, Niemcy) stosując tygle ceramiczne.

Do badań zastosowano stop stomatologiczny na osnowie kobaltu Wironit Extra-hard (Bego, USA) o nominalnym składzie chemicznym (masowo) 63% Co, 30% Cr, 5% Mo, 1,1% Si oraz Mn<1% i C<1% [20]. Stop ten przeznaczony jest do odlewania protez

szkieletowych, protez klamrowych i protez mocowanych na zasuwy, rygle i zatrzaski. Temperatura topnienia stopu wynosi 1533K – 1578K, natomiast temperatura odlewania 1693K. Ze stopu wykonano odlewy stosując jednokrotne przetopy.

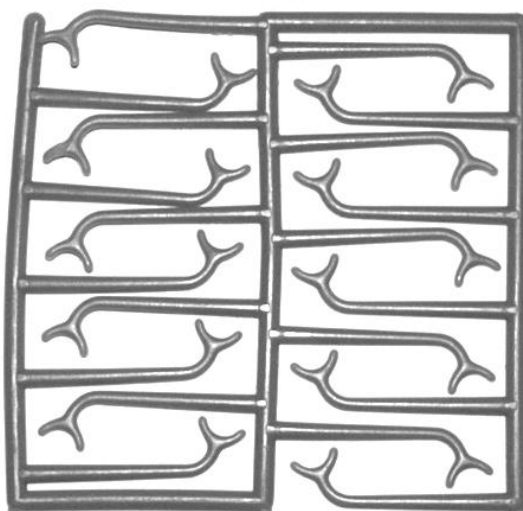
Modele klamer protez szkieletowych mają postać konfekcjonowanych, identycznych woskowych wzorców (Rys. 2). Na ich bazie wykonano formy ceramiczne metodą wytapianych modeli stosując masę ceramiczną Wirovest (Bego, USA) i temperaturę wypalania formy 1273K. Po usunięciu skorupy ceramicznej i odcięciu elementów układu wlewowego powierzchnię wytworzonych elementów próbek poddano piaskowaniu używając piaskarki ECOBLAST KOMBI 1 (Prodent-Optimed, Polska). Wykorzystując tą samą zasadę wykonano walcowe próbki do badań wytrzymałościowych zgodnych z PN EN 10002-1, o średnicy pomiarowej $\phi 3$ mm i długości pomiarowej 15 mm. Metodykę badań właściwości wytrzymałościowych przedstawiono we wcześniejszych publikacjach autorów [3,18].

Obserwacjom poddano próbki w stanie po odlaniu oraz po badaniach wytrzymałości na rozciąganie. Badania jakościowe polegały na ocenie rodzaju i nasilenia wewnętrznych wad odlewniczych oraz ocenie makro- i mikrostruktury wytworzonych odlewów z wykorzystaniem technik mikroskopowych. Badania mikroskopowe wykonano stosując mikroskop skaningowy (Zeiss Ultra Plus) i świetlny (Nikon MA200). Nasilenie wad określono jako procentowy udział wady na przekroju poprzecznym elementu wykorzystując oprogramowanie do analizy obrazu ImagePro Plus (Media Cybernetics, USA) oraz obrazy o rozdzielczości 3530x4404 pikseli.

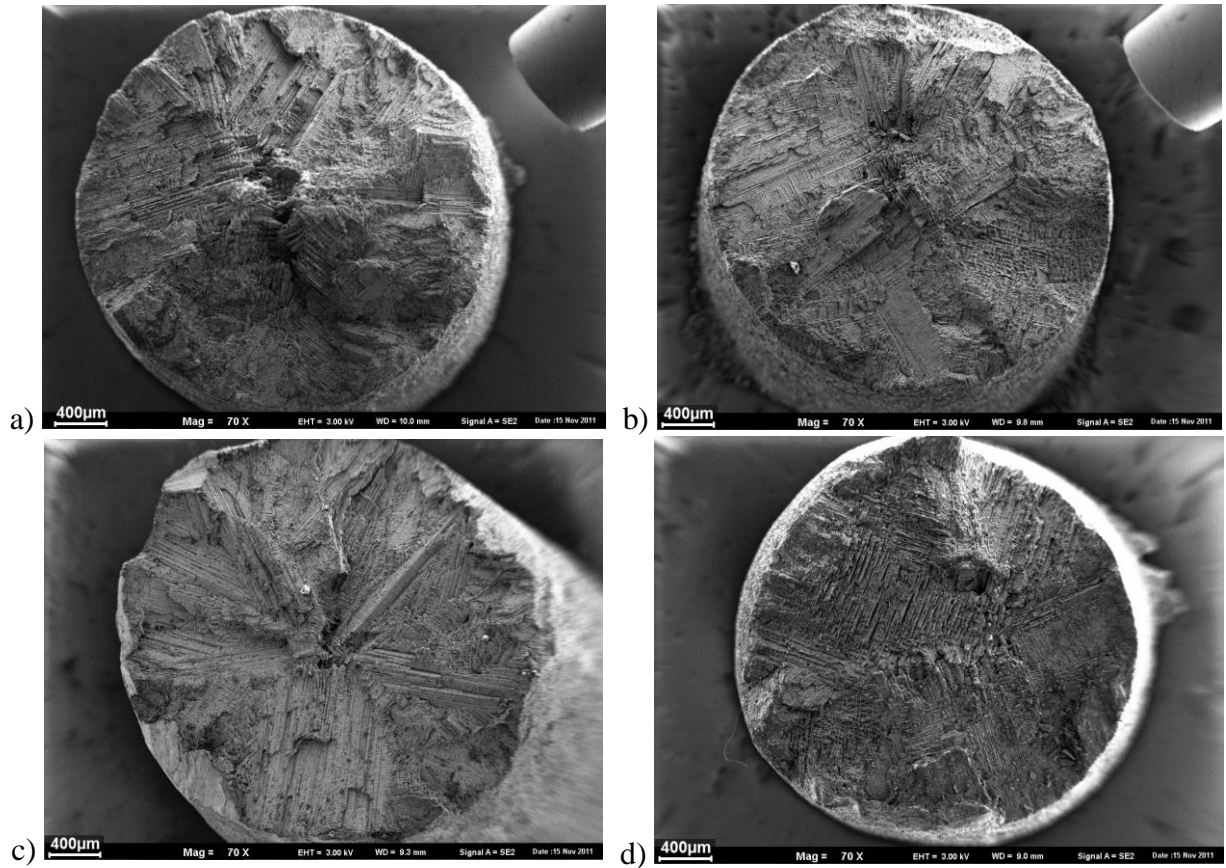
3. Wyniki badań i dyskusja

Ocena wizualna wytworzonych elementów wskazywała na dobrą jakość powierzchni i brak wad powierzchniowych. Nie zaobserwowano również odchyżeń kształtowo – wymiarowych. Badania makroskopowe wykonano z wykorzystaniem mikroskopii skaningowej przy małych zakresach powiększeń. Wyniki obserwacji zamieszczono na rys. 3.

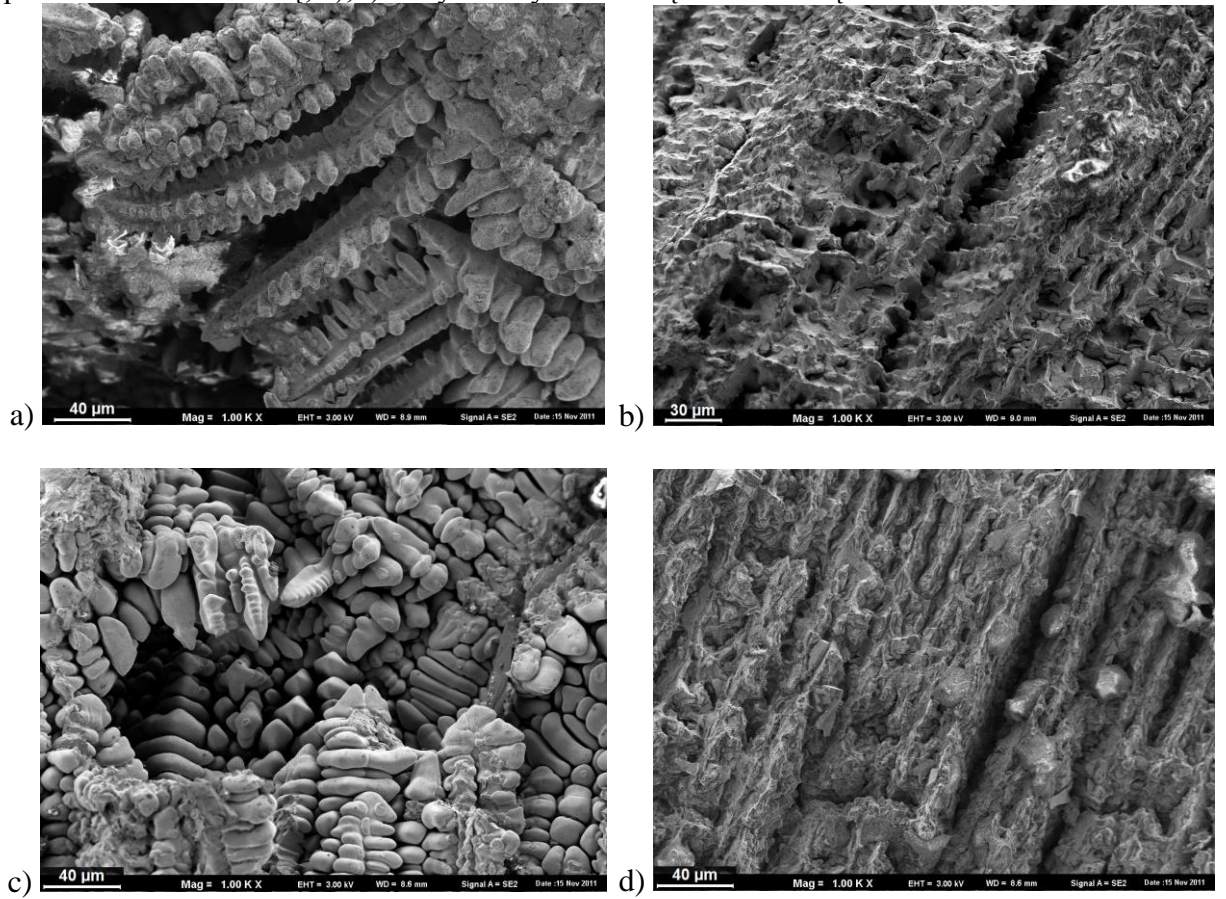
Obserwacje przełomów badanych elementów wykonanych zarówno metodą odśrodkową jak i próżniowo - ciśnieniową wskazują na charakterystyczną strukturę odlewniczą z kierunkiem krystalizacji od zewnętrznej powierzchni wyrobu z zakończeniem krystalizacji w centrum elementu (Rys. 3a i c). Wyraźnie uwidoczniona jest również dendrytyczna budowa odlewu. W centralnej części elementów obserwowane są rzadziny, szczegóły tych obszarów przedstawiono na rysunku 4.



Rys. 2: Konfekcjonowane wzorce woskowe do wykonywania klamer protetycznych



Rys. 3: Makrostruktura przelomów wybranych elementów: a), b) - wykonanych metodą próżniowo-ciśnieniową; c), d) – wykonanych metodą odśrodkową



Rys. 4: Wady odlewnicze w strukturze badanych elementów: a),b) wykonanych metodą próżniowo-ciśnieniową: rzadzizny - a) pęknięcie wzdłuż dendrytu – b); c), d) wykonanych metodą odśrodkową: rzadzizny-c), rzadzizny i porowatości c) i d)

Badania mikrostrukturalne wykazały obecność typowej struktury odlewniczej (dendrytycznej) - (Rys.5a,d) z osnową w postaci roztworu stałego Co-Cr-Mo i eutektyką. W obrębie krystalitów zaobserwowano mikrosegregacje dendrytyczne, w przestrzeniach międzydendrytycznych i wzdłuż granic krystalitów rozmieszczone są wydzielania pierwotne o charakterze ciągłym. Próbkki wykonane metodą próżniowo-ciśnieniową charakteryzują się obecnością pojedynczych mikroporowatości i rzadzizn (Rys.5b,c) natomiast odlewy wykonane metodą odśrodkową charakteryzują się obecnością porowatości występujących wzdłuż osi dendrytów (Rys. 5e) oraz rzadzizn występujących w ramionach dendrytycznych oraz mikropęknięć propagujących pomiędzy ramionami rzadzizn (Rys.5f). Podobne struktury obserwowane są w stopach odlewniczych Co-Cr-Mo o niższej zawartości węgla [4,7,9,12].

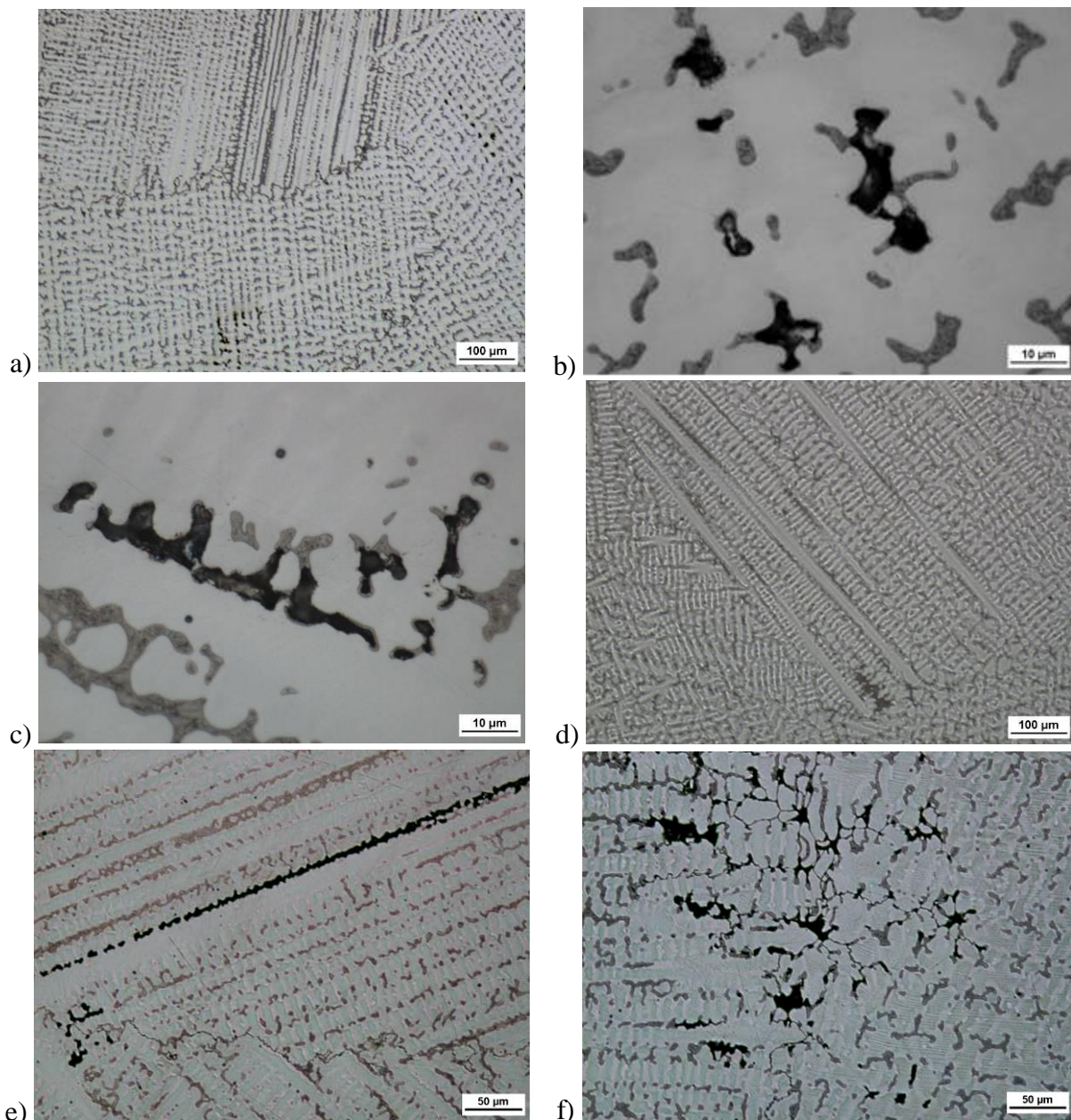
Tabela 1. Zestawienie wyników badań wytrzymałości na rozciąganie dla obu metod odlewania.

	Metoda odśrodkowa/ Centrifugal casting method [MPa]	Współczynnik zmienności/ coefficient of variation [%]	Metoda próżniowo- ciśnieniowa/ Vacuum – pressure method [MPa]	Współczynnik zmienności/ coefficient of variation [%]
R_m	781	2,6	838	3,9
R_{e0,2}	585	2,5	601	1,1

Badania wytrzymałościowe (Tab.1) wykazują, iż właściwości odlewów wykonanych metodą próżniowo-ciśnieniową są wyższe niż wykonane metodą odśrodkową. Jednakże dla obu metod wypełniania formy odlewniczej (odśrodkowej i próżniowo-ciśnieniowej) właściwości wytrzymałościowe są niższe niż deklarowane przez producenta ($R_m=910\text{MPa}$ i $R_{e0,2}=625\text{MPa}$ [20]). Wielkości te oraz fakt, iż przelomy niektórych spośród badanych próbek nastąpiły poza długością pomiarową (Rys.6) wskazują na występowanie wad strukturalnych w odlewach.

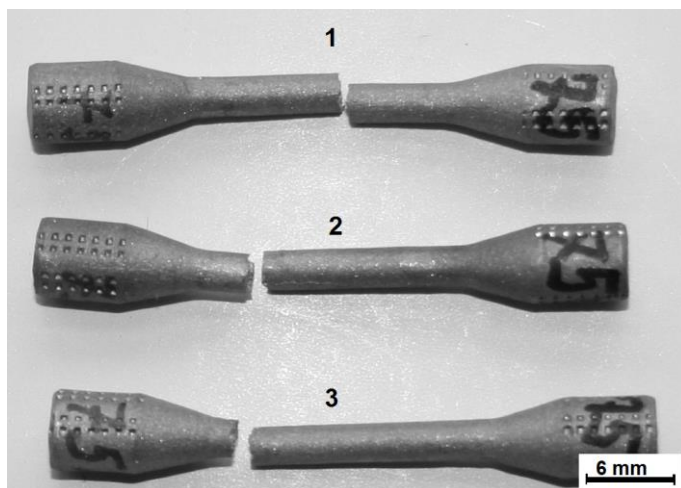
Obniżenie wytrzymałości w stosunku do danych producenta może wynikać z obecności rzadzizn w strukturze odlewu. Zmniejszają one przekrój czynny elementu i powodują efekt karbu. Ponadto rozmieszczenie rzadzizn i mikropęknięć (w ramionach dendrytycznych, wzdłuż osi dendrytów) uniemożliwia odkształcenie plastyczne tych obszarów i kompensację propagacji pęknięcia. Stosunkowo niska plastyczność stopu może być źródłem propagacji mikropęknięć powstających pomiędzy obszarami rzadzizn, gdzie strefy metaliczne nie są w stanie przenieść naprężeń cieplnych w trakcie stygnięcia stopu. Mikropęknięcia te propagują szczególnie w obszarach eutektycznych o niskiej plastyczności, a w związku z tym niskim współczynnikiem odporności na pękanie (Rys. 5f).

Wartość stosunku $R_{e0,2}/R_m$ dla wartości deklarowanych przez producenta wynosi 0,68, natomiast dla materiału otrzymanego metodą odśrodkową wynosi ona 0,75 a próżniowo-ciśnieniową 0,72. Wartość uzyskanego wydłużenia wynosi 2–3%. Wyniki te są porównywalne z publikowanymi m.in. przez [8,13] i świadczą o niesatysfakcjonującej ciągliwości. Podejmowane są próby podwyższenia wytrzymałości i ciągliwości poprzez obróbkę cieplną [8,12], z tym że problemem jest dobór warunków obróbki do stopów o wysokiej zawartości węgla (~1% w badanym stopie).

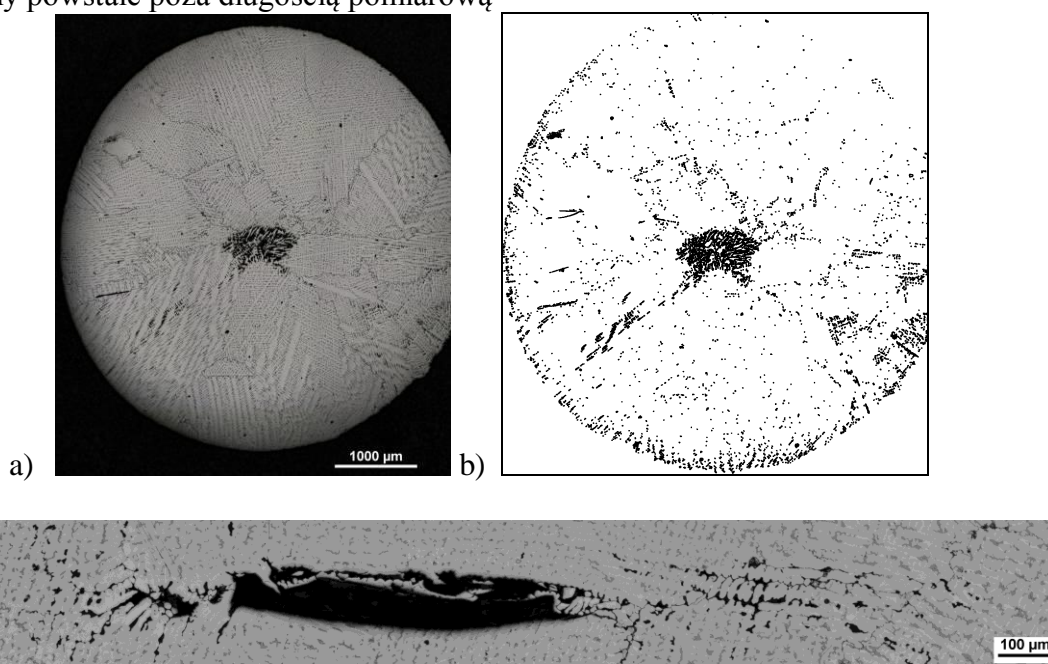


Rys. 5: Mikrostruktura odlewów: a), b) c) – struktura stopu Wironit Extra-hard po odlewaniu próżniowo-ciśnieniowym, pojedyncze mikropęknięcia – b),c); d),e),f) - struktura stopu Wironit Extra-hard po odlewaniu odśrodkowym: mikropęknięcia wzdłuż osi dendrytu-e), rzadzizny w ramionach dendrytycznych i mikropęknięcia propagujące między obszarami rzadzizn-f)

Ocena nasilenia wad odlewniczych wykonana metodą analizy obrazu (Rys. 7a,b) wskazuje na obecność ok. 1,3% pustek w przekroju poprzecznym elementu, przy czym największa ich koncentracja występuje zwykle w części centralnej. Obserwuje się również dużą ilość mikropęknięć promieniowych, które w przypadku obciążeń zmęczeniowych będą istotnie skracać trwałość eksploatacyjną poprzez ułatwienie propagacji pęknięć zmęczeniowych. Zauważyć należy, że ocena została dokonana na przekroju poprzecznym, natomiast w przekroju wzdłużnym występują wady podłużne (Rys. 7c), istotnie zmniejszające wytrzymałość na zginanie oraz trwałość zmęczeniową.



Rys. 6: Próbki po statycznej próbie rozciągania: 1-przełom powstały na długości pomiarowej, 2,3- przełomy powstałe poza długością pomiarową



Rys. 7: a) Mikrostruktura wybranego elementu z rys. 6, b) maska obiektów (rzadzizn), c) wady podłużne w przekroju wzdłużnym wybranego elementu

4. Podsumowanie

Przeprowadzone badania wykazały, że odlewy wykonywane według procedury stosowanej w warunkach laboratoriów protetycznych charakteryzują się znaczną ilością wad odlewniczych w postaci porów i rzadzizn. Struktura jest dendrytyczna z obecnością wydzielań pierwotnych. Przełomy mają charakter kruchy, otrzymane właściwości wytrzymałościowe świadczą o niskiej ciągliwości badanego stopu. Taki typ struktury w połączeniu z wadami odlewniczymi jest przyczyną pęknięcia eksploatacyjnego elementów protez.

Zmniejszenie ryzyka występowania wad w strukturach odlewów oraz uzyskanie korzystniejszych właściwości wytrzymałościowych wymaga dopracowania wytycznych technologii odlewania oraz ewentualnej obróbki cieplnej przy zachowaniu akceptowalnego poziomu kosztów wytworzenia.

Dodatkowo w celu zapobiegania powikłaniom powstałym po uszkodzeniu protez (uszkodzenia zębów lub zadławienia) wskazane jest monitorowanie stanu protez przez ocenę wizualną w czasie wizyt kontrolnych zalecanych przez stomatologów co 6 miesięcy. W trakcie takiej wizyty lekarz powinien ocenić stan protezy poprzez obserwację obszarów newralgicznych pod mikroskopem stomatologicznym (dostępnym w coraz większej liczbie placówek) lub z wykorzystaniem innych dostępnych przyrządów optycznych. Ocenie podlegać powinny przede wszystkim metalowe elementy mocowania (pod kątem występowania rys lub mikropęknięć – jako początek pęknięcia zmęczeniowego) oraz krawędzie protezy – również pod kątem obecności mikropęknięć i wszelkich uszkodzeń prowadzących w krótkim czasie do uszkodzenia zmęczeniowego i utraty funkcjonalności protezy.

Podziękowania: Badania opisane w artykule realizowane były w ramach projektu badawczego Narodowego Centrum Nauki „Preludium” nr 2011/01/N/ST8/07774

Literatura

1. Anusavice, K.J.: Phillips' Science of Dental Materials. Philadelphia 2006; 11th ed. W.B. Saunders: 621–654.
2. Barclay C.W., Walmsley A.D.: Fixed and Removable Prosthodontics. Churchill Livingstone. London 2001; 2nd ed.
3. Beer K., Walczak M.: Structure and mechanical properties of modified CoCrMo alloys for use in dental prosthetics. *Engineering of Biomaterials*. 2011; 106-108: 110-115.
4. Giacchi J.V., Morando C.N., Fornaro O., Palacio H.A.: Microstructural characterization of as-cast biocompatible Co–Cr–Mo alloys, *Materials Characterization*. Vol. 2011; 62: 53-61.
5. Giacomelli, F.C., Giacomelli, C., Spinelli, A.: Behavior of Co–Cr–Mo biomaterial in simulated body fluid solutions studied by electrochemical and surface analysis techniques. *J. Braz. Chem. Soc.* 2004; 15 (4): 541–547.
6. Grądzka-Dahlke M., Dąbrowski J.R., Dąbrowski B.: Modification of mechanical properties of sintered implant materials on the base of Co–Cr–Mo alloy. *Journal of Materials Processing Technology*. 2008; 204: 199-205.
7. Henriques B., Soares D. Silva F.S.: Microstructure, hardness, corrosion resistance and porcelain shear bond strength comparison between cast and hot pressed CoCrMo alloy for metal-ceramic dental restorations. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2012; 83-92.
8. Herrera M., Espinoza A., Méndez J., Castro M., López J., Rendón J.: Effect of C content on the mechanical properties of solution treated as-cast ASTM F75 alloys. *J Mater Sci Mater Med* 2005; 16:607–11.
9. Matković T., Matković P., Malina J.: Effects of Ni and Mo on the microstructure and some other properties of Co-Cr dental alloys. *Journal of Alloys and Compounds*. 2004; 366: 293-297.
10. McCabe, J.F., Walls: A.W.G., *Applied Dental Materials*. 2008; 9th ed. Blackwell Publishing: 71.
11. Metikoš - Huković, M., Babić, R.: Passivation and corrosion behaviors of cobalt and cobalt chromium–molybdenum. *Corrosion. Science*. 2007; 49: 3570–3579.
12. Mineta A.S., Namba S., Yoneda T., Ueda, Narushima T.: Precipitates in As-Cast and Heat-Treated ASTM F75 Co-Cr-Mo-C Alloys Containing Si and/or Mn. *Metallurgical and Materials Transactions A*. 2011; 42A: 1941-1949.

13. Montero O.C., Talavera M., Lopez H.: Effect of alloy preheating on the mechanical properties of as-cast CoCrMoC alloys. *Metallurgical and Materials Transactions A* 1999; 30: 611–620.
14. O’Sullivan S.T., McGreal G.T., Reardon CM, Hehir D.J., Kirwan W.O., Brady M.P.: Selective endoscopy in management of ingested foreign bodies of the upper gastrointestinal tract is it safe? *Int. J. Clin. Pract.* 1997; 5: 289-292.
15. Roberts, H.W., Berzins, D.W., Moore, B.K., Charlton, D.G.: Metal–ceramic alloys in dentistry: a review. *Journal of Prosthodontics.* 2009; 18: 188–194.
16. Velasco Suarez M., Nisa Gutierrez E., Asteinza Daganzo M., Ramírez Armengol J.A.: Incidence of foreign bodies in endoscopic emergencies. *Rev. Esp. Enferm. Dig.* 1992; 2: 91-94.
17. Velitchkov N.G., Grigorov G.I., Losanoff J.E., Kjossev K.T.: Ingested foreign bodies of the gastrointestinal tract retrospective analysis of 542 cases. *World J. Surg.* 1996; 8: 1001-1005.
18. Walczak M., Beer K., Surowska B., Borowicz J.: The issue of using remelted CoCrMo alloys in dental prosthetics. *Archives of Civil and Mechanical Engineering.* 2012; 12: 171-177.
19. Weiland S.T., Schurr M.J.: Conservative management of ingested foreign bodies. *J. Gastrointest. Surg.* 2002; 3: 496-500.
20. www.bego.com/ - Website of Bego Company; 13 December 2012