



Igor Wojciechowski

**Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane
własności mechaniczne dentystycznego stopu
chromowo-kobaltowego**

Rozprawa na stopień doktora nauk medycznych

Promotor:

Dr hab. n. med. Mariusz Pryliński

Katedra Protetyki Stomatologicznej

Klinika Protetyki i Technologii Dentystycznych

Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinowskiego w Poznaniu

Poznań 2020

Składam serdeczne podziękowania mojemu Promotorowi dr hab. Mariuszowi Prylińskiemu, za cenne uwagi i sugestie, za rzeczowe konsultacje oraz zaangażowanie dzięki, któremu możliwe było napisanie tej rozprawy.

*Dziękuję mojej rodzinie – Mamie i Tacie oraz
Najbliższym Osobom za otuchę i wsparcie. Chciałbym
specjalnie podziękować mojemu Tacie, na którego
zawsze mogłem liczyć.*

SPIS TREŚCI

I. WSTĘP I PRZEGLĄD PIŚMIENICTWA	6
II. CEL PRACY	28
III. MATERIAŁY I METODY	29
3.1. Materiały do wytworzenia próbek	29
3.3. Metody przygotowania próbek do badań strukturalnych i składu chemicznego.....	45
3.4. Metody oceny wytrzymałości na zrywanie	48
3.5. Metody obserwacji metalograficznych.....	49
3.6. Metody pomiaru porów w strukturze badanych próbek	49
3.7. Metody mikroanalizy rentgenowskiej EDS.....	50
3.8. Metody pomiaru twardości	50
3.9. Metody badań statystycznych.....	52
IV. WYNIKI BADAŃ LABORATORYJNYCH	54
4.1. Wyniki statycznej próby rozciągania.....	54
4.2. Wyniki obserwacji metalograficznej	66
4.3. Wyniki pomiaru procentowego udziału porów w strukturze metalu	75
4.4. Wyniki mikroanalizy EDS, określenie składu chemicznego.....	87

4.5. Wyniki pomiaru twardości HV	94
V. DYSKUSJA.....	105
VI. WNIOSKI	121
VII. STRESZCZENIE.....	122
VIII. SUMMARY	125
IX. PIŚMIENNICTWO.....	128
X. SPIS RYCIN.....	143
XI. SPIS TABEL.....	147

I. WSTĘP I PRZEGLĄD PIŚMIENICTWA

Postęp, jaki nastąpił w zakresie materiałów stomatologicznych spowodował, że w przypadku protez stałych coraz częściej rezygnuje się z konstrukcji na podbudowie metalowej na rzecz uzupełnień jednolicie ceramicznych. Jednak w przypadku protez ruchomych – a zwłaszcza szkieletowych stopy metali – nadal znajdują szerokie zastosowanie w ich wykonawstwie [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7], głównie ze względu na zadawalające właściwości wytrzymałościowe oraz odporność na zużycie [3, 8, 9, 10, 11, 12, 13]. W stomatologii odtwórczej materiałami wykorzystywanymi do sporządzania protez o podparciu ozębnym są głównie stopy metali nieszlachetnych [6].

Dzięki właściwemu doborowi metali uzyskano stopy, które przewyższają swoimi właściwościami mechanicznymi każdy z poszczególnych składników wchodzących w skład stopu [8].

Według źródeł historycznych najstarsze, znane człowiekowi przedmioty odlewane metodą *traconego wosku* pochodzą z okresu IV–III. tysiąclecia p.n.e. Ten sposób odlewania był stosowany do wytwarzania narzędzi (noże i sierpy), części uzbrojenia (miecze, sztylety i groty włóczni) oraz innych przedmiotów użytkowych. Technika powyższa rozwinęła się zwłaszcza w starożytnej Grecji i Rzymie, gdzie wykonywano artystyczne odlewy rzeźb i posągów o rozbudowanych i skomplikowanych kształtach. Precyzyjne odtwarzanie wzorców woskowych zdecydowało o szerszym wykorzystaniu tej techniki w złotnictwie, o czym wspominał już w XII wieku Mnich Teofil. W późniejszym okresie czasu tą technologią posługiwano się zarówno w małych warsztatach do wyrobu ozdób, jak i w ludwisarniach wykonujących duże odlewy tj. dzwony, armaty i pomniki.

Na początku XX wieku – dokładnie w 1907 roku – za sprawą W. H. Taggarta metoda *traconego wosku* została wykorzystana w celu wykonawstwa protez dentystycznych.

Do tego czasu materiałami, z których wykonywano metalowe konstrukcje uzupełnień protetycznych były złoto i platyna. Jednak ich koszt oraz znaczny ciężar właściwy sprawiły, że zostały one z powodzeniem zastąpione przez stopy metali nieszlachetnych. Oczywiście fakt ten nie oznacza, że zaniechano używania stopów szlachetnych całkowicie, bowiem w protetyce stomatologicznej do dziś wykorzystuje się oba rodzaje tych materiałów.

W świecie nauki istnieje wiele podziałów stopów. Według klasyfikacji ANSI-ADA, która uwzględnia procentowy udział składników wyróżnia się następujące rodzaje dentystycznych stopów odlewniczych:

- stopy wysokoszlachetne – w których zawartość metali szlachetnych wynosi, co najmniej 60% wagowych a w tym przynajmniej 40% wagowych złota.
- stopy szlachetne – które zawierają co najmniej 25% wagowych metali szlachetnych, bez określonej zawartości złota.
- stopy nieszlachetne – złożone głównie z metali nieszlachetnych, zawierające mniej niż 25% metali szlachetnych [13].

Stopy kobaltu zwane także *stellitami* zostały opatentowane w roku 1907 przez producenta samochodów Elwood Haynes. Nazwa *stellity* pochodzi od łacińskiego słowa *stelle* oznaczającego gwiazdę. W mikrostrukturze tego metalu zaobserwowano bowiem charakterystyczne gwiazdy o ostrych kształtach. Na początku były one używane jako narzędzia tnące, zawory bezpieczeństwa, turbiny i materiały strategiczne. Pierwsze udokumentowanie zastosowanie stomatologicznych stopów chromowo-kobaltowych i chromowo-niklowych do produkcji protez ruchomych miało miejsce w latach 30-tych XX wieku. Z kolei największą

popularność zyskały one w latach 80-tych głównie przez wzgląd na rosnące koszty metali szlachetnych [1].

Dentystyczne stopy chromowo-kobaltowe są modyfikacją stopu Vitallium, który został opracowany przez Alberta W. Merricka dla Austenal Laboratories w 1932 roku [4, 5]. Stop ten był wykorzystywany początkowo w chirurgii stomatologicznej, a w latach 70-tych XX wieku używano go również w ortopedii [3].

Stopy na bazie kobaltu stosowane w stomatologii są stopami niskowęglowymi [12, 13] i ze względu na procentową zawartość metali podstawowych oraz dodatków stopowych, są powszechnie używane do wytwarzania protez częściowych [14, 15]. Stopy te zawierają przeciętnie 61-64% kobaltu, 29-30% chromu, 5% molibdenu oraz około po 1% azotu, manganu, krzemu, tantalu i węgla.

Dodatek węgla, choć ilościowo niewielki, ma wpływ na własności mechaniczne, a zwłaszcza na plastyczność materiału. Zawartość węgla w stopach odlewniczych w zakresie $0,3\pm 1,0\%$ zwiększa wytrzymałość oraz odporność na pełzanie [10]. Natomiast chrom dodawany jest w celu zwiększenia odporności na korozję. Posiada on zdolność pasywacji, która determinuje wytworzenie warstwy tlenków o właściwościach ochronnych [12, 13, 16, 17, 18, 19, 20]. Z kolei kobalt podwyższa twardość i sztywność, decyduje także o wytrzymałości mechanicznej i dobrej lejności stopu [13]. Następnie molibden wpływa na drobnoziarnistość stopu i obniżenie podatności na korozję wżerową. Obydwa metale obniżają również temperaturę topnienia, która dla stopu chromowo - kobaltowego wynosi od 1240°C do 1350°C [20]. Dodatek wolframu i molibdenu decyduje o własnościach mechanicznych stopu oraz jego odporności korozyjnej, a struktura tych metali w znacznym stopniu jest uzależniona od procesu technologicznego i warunków produkcji [10, 13, 21, 22].

Stopy kobaltu są klasyfikowane jako materiały niskotoksyczne, ze względu na małą podatność na korozję wżerową oraz szczelinową [6, 10] w agresywnym środowisku jamy ustnej [13, 23, 24].

Z punktu widzenia klinicznego istotne są również określone właściwości fizyko-mechaniczne, takie jak: duża wytrzymałość, twardość i odporność na zrywanie oraz jednorodność składu chemicznego [10], co sprawia, że są one materiałami z wyboru do wytwarzania protez szkieletowych (Ryc. 1), [13, 23, 24, 25, 26].



Ryc. 1. Metalowa konstrukcja protezy szkieletowej z przetrztem podniebiennym (zbiory własne)

Konstrukcja protezy szkieletowej – a w szczególności jej elementy utrzymujące – są poddawane znacznym obciążeniom biomechanicznym [27], które mają miejsce zwłaszcza podczas aktu żucia. Dlatego celem współczesnej protetyki stomatologicznej jest określenie parametrów technologicznych tak, aby stosując różne techniki wytwarzania, uzyskać produkt finalny, który będzie odpowiadał najwyższym standardom jakości [2, 28].

Metalowa konstrukcja protezy szkieletowej szczęki wraz z kanałami i stożkiem odlewniczym po oczyszczeniu z masy ogniotrwałej przeciętnie waży około 25 gramów, natomiast po końcowej obróbce mechanicznej (tzw. wykańczającej) masa zmniejsza się nawet

do 12 gramów. Oznacza to, że niemal połowa stopu staje się bezużyteczna. Dlatego istotne jest, aby pozostały po przetopieniu materiał można było wykorzystać do kolejnych odlewów. W pracowniach protetycznych często używa się odpadów odlewniczych w formie złomu obiegowego, który obejmuje układ wlewowy (Ryc. 2) jako dodatek do kolejnego przetopu [29, 30]. Takie postępowanie wiąże się z dążeniem do obniżenia kosztów uzupełnienia protetycznego oraz coraz częściej stosowanego recyklingu [31]. Jednak wykorzystywanie nadlewów w protetyce dentystycznej powinno być ściśle kontrolowane i w odpowiedni sposób udokumentowane.



Ryc. 2. Odlana metalowa konstrukcja protezy szkieletowej w masie ogniotrwalej (zbiory własne)

Z przeprowadzonych dotychczas badań nad wpływem przekształceń strukturalnych dentystycznych stopów szlachetnych i nieszlachetnych wynika, że kolejne przetopienia mogą mieć wpływ na powstanie zmian w ich składzie chemicznym [32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39]. Dlatego zaleca się mieszanie już raz przetopionego stopu w proporcjach nieprzekraczających połowy wartości wagowej stopu nowego [33,34,40]. W literaturze można znaleźć również doniesienia, które mówią, że nie obserwuje się żadnych znaczących zmian w przetopionych

powtórnie stopach [41]. Do dziś problem ten jest przedmiotem zainteresowań wielu badaczy [12, 43]. Procedury odlewnicze dla większości stopów nieszlachetnych stosowanych w protetyce stomatologicznej są niezwykle istotne, jeżeli chodzi o procesy ponownego przetopienia stelitów na ich własności mechaniczne [27, 42, 44, 45].

Stopy chromowo-kobaltowe zostały w znacznej mierze przebadane ze względu na właściwości fizykochemiczne – głównie w ortopedii i to w kontekście ich zużycia korozyjnego [46, 47, 48]. Do dzisiaj jednak nie istnieje sprecyzowana odpowiedź na pytanie: czy powtórnie przetopiony stop może być używany do konstrukcji protez? Przeprowadzone badania sugerują, że ponowne topienie stopów chromowo-kobaltowych może powodować niejednorodność ich składu chemicznego [4, 30, 49, 50], która z kolei może być przyczyną działania cytotoksycznego [40]. Zdaniem niektórych autorów właściwości mechaniczne stopów chromowo-kobaltowych po przetopieniu wzrastają [51], natomiast inni uważają wprost przeciwnie twierdząc, że maleją one zwłaszcza na skutek wad odlewniczych, co sprawia, że najbezpieczniej jest stosować nowe stopy [4, 28, 29, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58]. Dostępne są także opinie, że kolejne przetopienia stopu nie powodują istotnych zmian [31, 41, 59, 60, 61, 62] i materiał raz przetopiony może być bezpiecznie stosowany do ponownego odlewu [41].

Surowska i wsp. [4] analizowali wpływ recyklingu na właściwości mechaniczne i strukturę odlewniczego stopu chromowo-kobaltowego *Wironit extrahart*. W tym celu badacze sporządzili próbki w kształcie walców o średnicy 3 mm i długości 15 mm. Przygotowany materiał wsadowy zawierał odpowiednio 100%, 75%, 50%, 25% i 0% nowego materiału oraz złom z jednokrotnego przetopu. Materiał pochodzący ze złomu (kanały wlewowe, stożki odlewnicze) poddany został obróbce strumieniowo-ściernej tlenkiem glinu o średnicy ziarna 110 µm. Do wykonania przetopów autorzy zastosowali odlewnie próżniowo-ciśnieniowe z grzejnictwem indukcyjnym. Podczas przeprowadzonej analizy autorzy wykazali, że

wytrzymałość mechaniczna wszystkich uzyskanych próbek jest niższa od tej którą podają producenci. Ponadto stwierdzili, że po próbie rozciągania wraz ze wzrostem udziału materiału powtórnie przetapianego rośnie niejednorodność struktury na przekroju poprzecznym próbek oraz gęstość mikropeknięć w objętości dendrytów. Zdaniem naukowców zmiany te wynikają ze składu materiału wsadowego oraz mechanizmu krzepnięcia odlewu. Nie zaobserwowali natomiast zanieczyszczeń w przetopach, które mogłyby pochodzić z materiału osłaniającego. Jednocześnie autorzy podają, że podczas wykonywania próbek zostały spełnione wymagania obejmujące powtarzalność warunków wytwarzania.

Hajduga i Puchalik [49] wykonali badania, które miały dać odpowiedź na pytanie: czy kilkukrotne topienie stopu chromowo-niklowego *Heraenium NA* ma wpływ na jego strukturę oraz twardość. W tym celu autorzy wykonali próbki w kształcie korony protetycznej, którą odlewali ze stopu topionego po raz pierwszy, dwu; trzy; cztero; i pięciokrotnie przetapianego przy użyciu płomienia otwartego, gazem propan-butan oraz wykorzystaniu wirówki odlewniczej. Z przeprowadzonej analizy metalograficznej wyciągnęli wnioski, że najkorzystniejszym pod względem struktury oraz twardości jest odlew uzyskany ze stopu trzykrotnie przetopionego. Jednocześnie we wszystkich podanych ocenie próbkach badacze stwierdzili występowanie różnego rodzaju zanieczyszczeń, które ich zdaniem mogły zostać wprowadzone do odlewu podczas topienia stopu otwartym płomieniem.

Do podobnych wniosków doszli Walczak i wsp. [30], którzy również badali wpływ powtórnego procesu topienia na strukturę i właściwości mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego. Do badań autorzy zastosowali metodę odlewania próżniowego. Próbki wykonali z dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego *Remanium 2001* o składzie wyjściowym 0%, 25%, 50%, 75% i 100% nowego materiału z dodatkiem stopów jedno - i dwukrotnie przetopionych. Na powstałych odlewach przeprowadzili statyczną próbę

rozciągania, analizę mikrostrukturalną i obserwację SEM a także pomiary twardości. Podczas wykonanej analizy zaobserwowali, że wytrzymałość mechaniczna wszystkich przetopionych stopów jest niższa niż wytrzymałość nowego stopu. Ponadto zauważyli zmiany strukturalne w odlewach jednokrotnie topionych – do których dodano złom produkcyjny w postaci pozostałości po poprzednim odlewie. Poza tym badacze stwierdzili, że produkcja trwałych odlewów protetycznych jest możliwa pod warunkiem przestrzegania odpowiedniej procedury i do przetopionego stopu trzeba dodać przynajmniej 50% nowego materiału.

Celem pracy Beer i wsp. [28] była ocena jakościowa elementów protez szkieletowych po jednokrotnym przetopie wytwarzanych dostępnymi technikami. Autorzy założyli, że elementami, które najczęściej ulegają uszkodzeniom mechanicznym są klamry. W tym celu wykonali próbki w kształcie walców do próby rozciągania oraz w kształcie klamer protetycznych ze stopu chromowo-kobaltowego *Wironit extrahard* z zastosowaniem odlewni próżniowej i odśrodkowej. Przeprowadzili badania wytrzymałościowe oraz metalograficzne. Podczas prób rozciągania wykazali, że właściwości odlewów wytwarzanych metodą próżniowo-ciśnieniową są wyższe niż właściwości odlewów wykonanych przy użyciu siły odśrodkowej, mimo to i tak nie osiągnęli wartości deklarowanych przez producenta. Autorzy sugerują, że zmniejszenie wytrzymałości mogło powstać wskutek rzadzisz skurczowych. Ponadto fakt, że niektóre pęknięcia próbek testowych wystąpiły poza długością pomiarową, wskazują obecność defektów strukturalnych zarówno w próbkach odlewanych metodą odśrodkową, jak i ciśnieniowo-próżniową. Badacze w podsumowaniu stwierdzili, że wady odlewnicze są przyczyną pęknięć eksploatacyjnych elementów protez.

Do równie ciekawych wniosków doszli Nadolski i wsp.[51], którzy mierzyli wpływ pierwszego przetopu dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego na własności wytrzymałościowe, odporność korozyjną oraz twardość. W tym celu autorzy wykonali próbki

z zastosowaniem odlewani indukcyjnej. Analizując wyniki badań stwierdzili, że stop chromowo-kobaltowy po jednokrotnym przetopieniu i przy jednoczesnym zachowaniu niskiego stopnia chłodzenia – charakteryzował się wyższą wytrzymałością na rozciąganie i większą twardością niż stop wyjściowy. Natomiast jeżeli chodzi o podatność na korozję nie stwierdzono istotnych zmian. Tym samym autorzy sugerują konieczność wykonania dalszych poszerzonych badań. Co ciekawe, naukowcy sugerowali, że wzrost wartości na rozciąganie mógł być spowodowany sposobem przeprowadzenia procesu topienia lub warunkami krzepnięcia, które mogły zmienić strukturę stopu.

Beer-Lach i wsp. [53] przeprowadzili testy korozyjne na dentystycznych stopach chromowo-kobaltowych zawierających złom produkcyjny. W tym celu odlali próbki ze stopu *Wironit extrahard* w formie wałów o średnicy 5 mm używając metod ciśnieniowo-próżniowej i indukcyjnej odśrodkowej. Próbki wykonane zostały w 100% ze złomu poprodukcyjnego, 50% stopu fabrycznego i 50% złomu poprodukcyjnego oraz 100% stopu fabrycznego i były przetrzymywane w roztworze sztucznej śliny. Autorzy wykazali, że stop *Wironit extrahard* cechuje się bardzo dobrą zdolnością do pasywacji wyrażoną szerokim obszarem pasywnym i niską gęstością prądu pasywacji. Ponadto zaobserwowali, że odlewy wykonane metodą odśrodkową wykazują wyższą trwałość warstwy pasywnej wyrażoną przez niższy prąd pasywacji, niż odlewy wykonane metodą próżniowo-ciśnieniową. Zwrócili także uwagę, że materiał odlany przy pomocy odlewni odśrodkowej zawierający 100% stopu fabrycznego wykazuje najwyższą zdolność do pasywacji.

Warto w tym miejscu przytoczyć badania jakie wykonali Dęsoł i wsp. [57], których celem było przeprowadzenie testu na rozciąganie na dwóch stopach chromowo-kobaltowych (w badaniach opisanych jako stopy A i stopy B). Obydwa stopy przeznaczone są do wykonywania protez szkieletowych. Próbki testowe autorzy wykonali z zastosowaniem

odlewni indukcyjnej ze stopu nowego oraz z dodatkami stopów już przetopionych do stopów nowych w proporcjach 25%, 50% i 75%. Na podstawie uzyskanych danych stwierdzali, że właściwości mechaniczne badanego stopu A zmniejszały się wraz ze wzrostem zawartości złomu w stopie. Natomiast w przypadku stopu B najpierw spadły, a potem wraz z powiększającym się dodatkiem przetopionego stopu wzrastały, co wyraźnie wskazuje, że wytrzymałość stopu jest zależna od odpowiednio przeprowadzonej procedury odlewniczej.

Z kolei Thopegowda i wsp. [60] uważają, że niewielki spadek właściwości mechanicznych, który może mieć miejsce po przetopieniu stopu, nie powinien mieć negatywnego wpływu na konstrukcję protetyczną osadzoną w jamie ustnej pod warunkiem, że stopy te przejdą testy na cytotoksyczność. Do badań naukowcy użyli dwóch dentystycznych stopów chromowo-kobaltowych *Wironit* oraz *Wirobond*, które były przetopione do dwudziestu razy. Próbkę wykonano przy użyciu maszyny do odlewania indukcyjnego *Bego-Fornax-T*, następnie oczyszczone i poddane polerowaniu elektrolitycznemu. W uzasadnieniu badań autorzy zwrócili uwagę, że recykling we współczesnym świecie staje się coraz bardziej niezbędny ze względu na ochronę środowiska.

Większość producentów dopuszcza możliwość mieszania stellitu już raz przetopionego ze stopem nowym w stosunku wagowym, nieprzekraczającym połowy wartości nowego stopu. Jednak w tym przypadku istotne znaczenie ma usunięcie wszelkich zanieczyszczeń, które mogą występować na jego powierzchni po obróbce strumieniowo-ściernej [26].

Stosowanie przetopionego stopu do wytwarzania struktur, które powinny spełniać kryteria wytrzymałości mechanicznej a także wykazywać biogodność – jest tematem kontrowersyjnym nie tylko wśród badaczy, lecz również wśród producentów stopów dentystycznych [43].

Stopy chromowo-kobaltowe posiadają trwałość warstwy pasywnej [53, 63, 64, 65, 66, 67], co sprawia, że zjawisko korozji przez niektórych autorów jest uznawane za marginalne [10]. Co ważniejsze, stopy zawierające kobalt i chrom w rzeczywistości są bardziej odporne na korozję niż stopy z wysoką zawartością niklu [68, 69, 70, 71, 72] i nie mają na to wpływu kolejne procesy przetopienia [73]. Niska podatność na korozję jest jedną z najważniejszych właściwości odlewniczego stopu chromowo-kobaltowego, ponieważ określa jego bezpieczeństwo biologiczne, co potwierdzają dane z piśmiennictwa [70, 74, 75].

Ponadto dane z literatury przedmiotu wskazują, że właściwości eksploatacyjne stopów z dodatkiem złomu poprodukcyjnego mogą różnić się w stosunku od stopów fabrycznie nowych już po pierwszym przetopieniu [4, 76], co jest efektem wpływu procesu odlewniczego. Natomiast zmiany własności mechanicznych stopów topionych w całości jednokrotnie, dwukrotnie i trzykrotnie nie są precyzyjnie określone.

James i wsp. [75] mierzyli wpływ przekształcenia na właściwości fizyczne stopów metali nieszlachetnych. W tym celu wykonali próbki ze stopu chromowo-kobaltowego *Girobond*, które odlewali przy pomocy maszyny odlewniczej z systemem indukcyjnym. Następnie otrzymane odlewy uszeregowali w cztery grupy. W grupie pierwszej znalazły się stopy jednokrotnie topione; w grupie drugiej stopy zawierające 75% nowego stopu i 25% przetopionego stopu; w trzeciej grupie zawierające 50% stopu nowego i 50% przetopionego stopu oraz w ostatniej 25% nowego stopu i 75% przetopionego. Naukowcy badali twardość i wytrzymałość na proces rozciągania. Na podstawie wykonanych badań zaobserwowali nieznaczną różnicę w module sprężystości i wytrzymałości na rozciąganie oraz zmiany twardości we wszystkich grupach odlewanych przy użyciu różnych kombinacji procentowych stopów. Dodanie jednokrotnie wykorzystanego stopu do 50% stopu nowego ze względu na nieznaczne różnice statystyczne między grupami I i II badacze uznali za akceptowalne

klinicznie. Zaobserwowali jednak istotne zmiany statystyczne między grupą III, IV i V, co wskazuje na pogorszenie właściwości wówczas, gdy zawartość ponownie użytego stopu wynosiła powyżej 50%. Na podstawie wykonanych badań autorzy zasugerowali, że najbardziej zasadne jest stosowanie czystego stopu do odlewania. Jednak ze względu na zanieczyszczenie środowiska i czynniki ekonomiczne, dodatek 50% stopu już raz przetopionego w stosunku do czystego materiału nie będzie miał wpływu na skuteczność kliniczną oraz jego integralność.

Bridgeport i wsp. [77] porównywali właściwości mechaniczne trzech stopów chromowo-kobaltowych *Vitalium 2*, *Neoloy N*, *Regalloy T*. Na wykonanych próbkach przeprowadzili test na zrywanie oraz zbadali twardość w skali Vickersa. Badacze wykazali, że uzyskane wartości po przetopie zgadzały się z wartościami deklarowanymi przez producentów.

Pierzynka i wsp.[21] przeprowadzili badania nad dentystycznym stopem chromowo-niklowym – o komercyjnej nazwie *Ducinox*, które pokazały, jaki wpływ ma ilości przetopień (jedno - dwu - i trzykrotnych) na właściwości mechaniczne materiału. Wyniki pomiaru twardości i wytrzymałości na rozciąganie wykazały co prawda różnicę, lecz mieszczące się w granicach błędu statystycznego. Otrzymane po statycznej próbie rozciągania przelomy były podobne dla próbek z każdej grupy i charakteryzowały się pęknięciami pomiędzy pierwotnymi dendrytami stopu. Na podstawie wyników stwierdzono, że ponowne przetopienie stopu *Ducinox* nie ma wpływu na jego właściwości wytrzymałościowe.

Gupta i Mehta [78] przeprowadzili badania, których celem była ocena wpływu przetopienia nowego i używanego stopu chromowo-kobaltowego na jego właściwości mechaniczne i mikrostrukturę, oraz ustalenie optymalnego stosunku wagowego dodatku stopu już przetopionego do stopu nowego przy kolejnych odlewach. Autorzy w tym celu przygotowali pręty do próby rozciągania ze stopów chromowo-kobaltowego *Duranium* i *Schuller*, które topiono indukcyjnie. Próbki wykonano z materiałów, które posiadały 100%,

wartości wagowej nowego stopu, jedno, dwu, trzy i czterokrotnie przetopionego stopu, oraz 75%, 25% wartości przetopionego stopu. W sumie wykonali 24 próbki, zachowując wszystkie parametry zalecane przez producenta. Na wykonanym materiale przeprowadzili próbę rozciągania i zbadali twardość w skali Vickersa, oraz dokonali analizy mikrostruktury. Zdaniem badaczy stopy przetopione tracą swoje właściwości mechaniczne poprzez utratę (w większym lub mniejszym stopniu) pewnej liczby pierwiastków śladowych, która następuje na skutek odparowania lub przegrzania wcześniej odlewanego stopu. Sugerują jednocześnie, że dodanie nawet 25% nowego stopu do pierwszego przetopu zapewnia odpowiednie właściwości mechaniczne i dobrą lejność stopu. Ponadto autorzy przekazali bardzo istotne informacje z punktu widzenia precyzyjnego odlewnictwa. Mianowicie wraz ze wzrostem liczby przetopów wskazane jest zwiększenie proporcji dodawanego nowego stopu, bowiem rekompensuje on zmiany w składzie chemicznym oraz zapewnia łatwość odlewania poprzez utrzymanie odpowiedniej lejności stopu.

W niektórych pracach sugeruje się, że dodanie 25%, a najlepiej 50% wartości wagowej nowego stopu chromowo-kobaltowego do stopu już przetworzonego, poprawia zarówno właściwości mechaniczne jak i mikrostrukturę odlanego obiektu w porównaniu ze stopem przetopionym bez dodatku stopu nieprzetopionego [52, 78, 79, 80, 81, 82], co można uznać za znaczącą korzyść ekonomiczną [83].

Jednakże w literaturze przedmiotu nie ma zgodności, co do wpływu procesów topienia na własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego [84]. Natomiast dla protetyki stomatologicznej ważne jest badanie nie tylko przetopionego stopu, ale przede wszystkim stopu z tego samego przetopu, który został po raz kolejny odlany, czyli ponownie poddany procedurom odlewniczym. Jest to ważne, gdyż w dużym stopniu to sposób

przygotowania formy odlewniczej wpływa na zmiany strukturalne zachodzące w stopie, a tym samym na jakość powstałej konstrukcji [84].

W kontekście badań wpływu powtórnego procesu topienia na własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego należy mieć na uwadze procedury odlewnicze [84], w których decydujące znaczenie posiadają cztery etapy: zamocowanie układu wlewowego (Ryc. 3) do wzorca woskowego, sporządzenie formy odlewniczej i jej przygotowanie oraz sposób topienia stopu.

Według Górnego i Sobczaka [86] w procedurze odlewniczej przeważa podejście technologiczne, które mówi, że powstające zmiany we właściwościach mechanicznych są przede wszystkim wynikiem parametrów procesu wytwarzania, a nie struktura ich wytopu. Dlatego, niezwykle istotne jest należyte przeprowadzenie procesu technologicznego odlewnictwa oraz dokładna kontrola jego parametrów [87]. W większości badań ze względu na precyzję używa się odlewni odśrodkowej z nagrzewaniem indukcyjnym [43, 88, 89], ponieważ topienie palnikiem tlenowo - gazowym powoduje powstanie zanieczyszczeń w stopionym metalu oraz uniemożliwia dokładne określenie temperatury. To z kolei często jest powodem niedoskonałości wykonawczych w postaci wad odlewniczych [90, 91, 92, 93, 94, 95].



Ryc. 3. Układ wlewowego pozostały po odlaniu konstrukcji protezy szkieletowej (zbiory własne).

Znaczny wpływ na dokładność odlewu ma również przygotowanie formy odlewniczej oraz odpowiedni wybór masy ogniotrwalej, ponieważ stop metalu w momencie wpływania do

formy odlewniczej, może powiększyć swój ciężar nawet dwudziestokrotnie. Do precyzyjnych konstrukcji protez szkieletowych najczęściej stosuje się masy fosforanowe, gdyż ich rozszerzalność może być regulowana [13], co biorąc pod uwagę skurecz stopu metalu ma wpływ na kształt odlanej konstrukcji.

Karpiński i wsp. [12] na podstawie przeglądu literatury opisującej ogólne właściwości stopów kobaltu doszli do wniosku, że zmiana temperatury odlewania nawet o około 10-20°C w stosunku do tej jaką zaleca producent dentystycznych stopów chromowo-kobaltowych, może powodować zmianę właściwości mechanicznych odlewu. Jednocześnie autorzy sugerują, że rodzaj metody odlewniczej prowadzi do pogorszenia właściwości mechanicznych w porównaniu do innych procesów produkcyjnych, takich jak metalurgia proszków lub kucie.

Obok techniki topienia stopów wpływ na jakość uzyskanego odlewu może mieć także nieodpowiednie przygotowanie matrycy woskowej [95], co może spowodować zmiany w składzie chemicznym stopu oraz obniżyć jego właściwości mechaniczne w stosunku do stopu fabrycznego już raz przetopionego [92, 96].

Dlatego w przypadku odlewania systemem odśrodkowym niezmiernie ważne jest wytworzenie odpowiedniego układu wlewowego [11, 27, 97], czyli procedury laboratoryjnej przytwierdzania kanałów odlewniczych na stożku odlewniczym oraz ich wprowadzenia do wnętrza formy odlewniczej. Usytuowanie kanałów odlewniczych musi zapewnić ciągłe zasysanie płynnego metalu przez wszystkie części odlewu, aż do całkowitego zastygnięcia, które w przypadku poszczególnych elementów protezy nie następuje w tym samym czasie. Cienkie obszary stygną bowiem szybciej i jako pierwsze zasysają metal, natomiast masywniejsze potrzebują na to znacznie więcej czasu. Dlatego konstrukcja kanałów powinna być tak wykonana, aby utrzymywać metal wystarczająco długo w stanie płynnym, aby grubsze obszary mogły przyjąć jego dostateczną ilość i zastygnąć [11, 27]. System kanałów jest o tyle

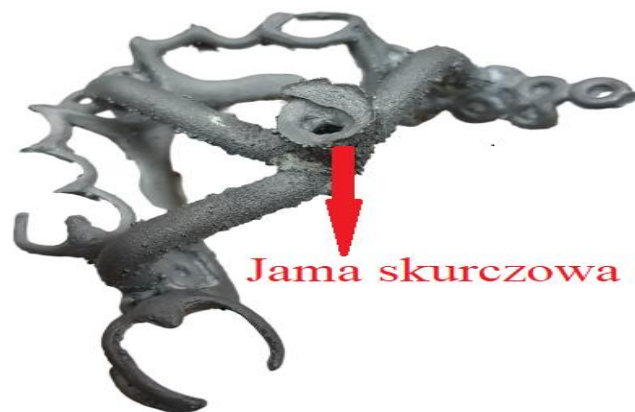
istotny w procesie odlewniczym, że powinien gwarantować roztopionemu metalowi płynięcie do leja bez zakłóceń możliwie najkrótszą drogą, natomiast długa droga wprowadzania metalu powoduje częste zmiany kierunku jego płynięcia. W takim wypadku na skutek zawirowań w płynięciu stopu, powstają jamy wżerowe oraz porowatości. Ponadto ostre kąty łączenia kanałów odlewniczych z wzorcem woskowym podczas wypływania metalu mogą uniemożliwić odlanie cienkich elementów konstrukcji [10] oraz wpływać na powstanie defektów odlewniczych [98, 99].

W odśrodkowym procesie odlewniczym ważne jest również uniknięcie rzadzisz skurczowych [100, 101], które powstają zazwyczaj na skutek zamknięcia kanałów podczas przepływu metalu i krzepnięcia oraz rozrost dendrytów, których wierzchołki stykając się ze sobą zamykają dopływ ciekłego metalu.

Komorek i wsp. [100] opisali wpływ warunków wytwarzania, na jakość odlewów stomatologicznych wykonanych metodą odśrodkową w atmosferze powietrza oraz odlewani ciśnieniowo - próżniowej w osłonie argonowo - wodorowej. Stwierdzili, że zastosowanie odlewania ciśnieniowo-próżniowego zapewnia dobrą czystość metalurgiczną odlewów, a badania strukturalne nie ujawniły w wykonanych próbkach rzadzisz. Natomiast odlewanie w atmosferze powietrza spowodowało wystąpienie licznych rzadzisz, które występowały w strefie odcinka pomiarowego próbek wytrzymałościowych.

Powstanie rzadzisz skurczowych – które obniżają właściwości wytrzymałościowe odlewów i zmniejszają ich szczelność – stanowi często główny powód niepowodzeń takich prób. Dlatego odpowiednie zaprojektowanie układu wlewowego pozwala na regulowanie rozkładu temperatur w odlewie podczas krzepnięcia, co skutkuje przesunięciem jam (Ryc. 4) i rzadzisz skurczowych w miejsca poza obszar właściwego odlewu oraz zmniejsza skłonność

do ich tworzenia. W ten sposób jama skurczowa umiejscawia się z reguły w nadlewie, który krzepnie jako ostatni element konstrukcyjny [102].



Ryc. 4. Jama skurczowa skupiona (otwarta) powstała podczas krzepnięcia kierunkowego stopu (zbiory własne)

Zatopienie wzorca woskowego z kanałami odlewniczymi w masie ogniotrwałej i wygrzewanie powstałej formy odlewniczej wpływa również na dokładność odwzorowania matrycy woskowej w przyszłym odlewie [102]. Służy to następującym celom: usunięciu wilgoci z formy odlewniczej, wypalaniu matrycy woskowej i uzyskaniu takiej rozszerzalności formy, która rekompensuje skurcz metalu podczas stygnięcia. Ostatnim etapem jest chłodzenie stopu, które będąc przeprowadzone w sposób nieodpowiedni, może doprowadzić do powstania struktury gruboziarnistej, która jest bardziej narażona na korozję w warunkach jamy ustnej [84].

Reasumując do najważniejszych zjawisk decydujących o dokładności odlewów dentystycznych, obok przestrzegania procedur odlewniczych, należy infiltracja ciekłego metalu w głąb formy. Intensywność infiltracji zależy natomiast od rodzaju użytego stopu, rozmieszczenia układu wlewowego [11], użytej masy osłaniającej, obróbki mechanicznej

i procesu elektropolerowania, które mają wpływ na jakość wytworzonej warstwy wierzchniej [103].

W technice dentystycznej stosuje się najczęściej odlewnie odśrodkowe z grzejnictwem indukcyjnym, gdzie siła odśrodkowa powoduje ukierunkowane wprowadzenie ciekłego metalu do formy odlewniczej [66].

Po procesie odlewania jak wspomniano już wcześniej, powstaje duża ilość złomu metalowego z kanałów wlewowych, stożka odlewniczego oraz wadliwie wykonanych wytopów: np. z niedolewami, rzadziznami oraz pęknięciami.

Fakt, że większość producentów stopów odlewniczych nie zaleca, choć dopuszcza możliwość mieszania stopu nowego z już przetopionym, nie daje odpowiedzi na kluczowe pytanie: ile razy można dokonywać przetopu, bez wpływu na właściwości mechaniczne materiału. Przetworzone stopy metali poddane procedurze odlewniczej są za każdym razem narażone na inkorporację zanieczyszczeń, co w szczególności dotyczy stopów wielokrotnie wymieszanych oraz stopów przegrzanych lub uszkodzonych [70,104].

Jest rzeczą udowodnioną, że już jednokrotnie poddany topieniu stop obniża nieznacznie swoje właściwości mechaniczne względem stopu fabrycznego. Jednak czy jego właściwości mechaniczne będą ulegać dalszej degradacji wraz z kolejnymi przetopieniami? Na tak zadane pytanie nie ma w literaturze jednoznacznej odpowiedzi.

Problem wtórnego przetapiania dentystycznego stopu na bazie kobaltu w procedurze odlewania laboratoryjnego niesie ze sobą potencjalne zagrożenia uzyskania niepełnowartościowego produktu i dlatego jest nadal badany, co więcej stanowi istotny oraz aktualny temat, który nie został do dzisiaj jednoznacznie rozwiązany.

W opinii Bauera i wsp. [105] złom wytwarzany w stomatologii jest zazwyczaj czysty ze względu na fakt, że metal jest topiony w kontrolowanych warunkach bez konieczności

stosowania jakiegokolwiek procesu chemicznego, który ma miejsce w warunkach przemysłowych. Ponowne wykorzystanie stopów dentystycznych wydaje się więc obiecujące w przypadku stopów chromowo-niklowych i chromowo-kobaltowych czy stopów na bazie złota.

Należy jednak zaznaczyć, że procedura topienia nowego stopu zmieszanego ze złomem poprodukcyjnym jest dłuższa i niesie ze sobą zagrożenie przegrzania stopu, a także biorąc pod uwagę fakt, że niemal każdy układ wlewowy posiada jamy skurczowe i rzadzinny odlewnicze ryzyko uzyskania z przetworzonego stopu odlewu nie pełnej jakości jest znacznie większe.

Łukasik i wsp. [106] przeprowadzili badania, których celem było określenie wpływu powtórnego przetopienia stopu chromowo-kobaltowego na jego twardość oraz strukturę w porównaniu do fabrycznie nowego stopu. Przedmiotem badań był stomatologiczny stop *Remanium 2001* produkowany przez firmę Dentaurum. Próbkę w kształcie krążków o średnicy 25 mm i grubości 1,7 mm zostały odlane w odlewni próżniowo - ciśnieniowej Nautilus CC, firmy Bego. Badano stopy bez dodatków z recyklingu oraz stopy z dodatkiem 50% złomu z jednokrotnego przetopu. Autorzy przeprowadzili pomiar twardości metodą Vickersa, analizę strukturalną oraz składu chemicznego. Wyniki badań wykazały, że stop fabrycznie nowy i stop z dodatkiem 50% materiału wtórnego charakteryzują się podobną mikrostrukturą. Analiza statystyczna wykazała brak istotnych różnic w wynikach pomiaru twardości pomiędzy stopem nowym i stopem z dodatkiem złomu z przetopów. Ponadto średnie wartości twardości nowego stopu były mniejsze od deklarowanej przez producenta. Analizując wyniki badań autorzy stwierdzili, że możliwe jest wykorzystanie stopu po jednokrotnym przetopie.

Walczevska i wsp. [107] w swoich badaniach dokonali oceny wpływu powtórnego przetopienia używanych powszechnie w protetyce stomatologicznej stopów chromowo-

kobaltowego *Wironit extrahard* i *Wirobond C* oraz odlewów wykonanych z różnym udziałem stopu powtórnie przetopionego w proporcji 30% i 70% na ich cytotoksyczność w teście MTT. Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że powtórne przetopienie badanych stopów nie ma wpływu na tempo przemian oksydacyjno-redukcyjnych w fibroblastach dziąsła. Natomiast fabrycznie nowy *Wirobond C* powtórnie przetopiony oraz odlewy wykonane w różnej proporcji stopu fabrycznie nowego do stopu powtórnie topionego, mają o około 10% bardziej cytotoksyczne działanie na fibroblasty niż analogicznie wykonane odlewy z *Wironitu extrahard*.

Jadczak i wsp. [108] przeprowadzili badania dotyczące technologii wytwarzania protez szkieletowych i zachodzących zmian własnościowych podczas tych procesów. W tym celu wykonano dwie partie próbek ze stopu *Wironit extrahart*. Pierwszą partię topiono metodą ciśnieniowo-próżniową w urządzeniu Nautilus® MC plus (BEGO), drugą w urządzeniu SEIT electronica metodą odśrodkową w atmosferze powietrza. Przeprowadzono dwa badania wytrzymałościowe stopów dentystycznych: statyczną próbę rozciągania oraz statyczną próbę zginania, które następnie weryfikowano z danymi katalogowymi podanymi przez producenta. Wykonane badania niezależnie od zastosowanej metody wytwarzania ujawniły różnice pomiędzy danymi katalogowymi producentów stopów dentystycznych. Przy czym autorzy wykazali, że stop odlewany metodą ciśnieniowo - próżniową charakteryzuje się mniejszym rozrzutem wyników, aniżeli odlew wykonany technologią odśrodkową.

Na właściwości mechaniczne wpływają także zanieczyszczenia, które powstają podczas obróbki strumieniowo-ścierniej, bowiem w jej wyniku następuje wbicie cząsteczek materiału ściernego w powierzchnie stopu, który może być wykorzystany do przetopu.

Zasoby metali w skorupie ziemskiej wyczerpują się i z tego punktu widzenia recykling stopów używanych w stomatologii wydaje się być jak najbardziej wskazany. Wydają się

również, że próby recyklingu w warunkach pracowni techniki dentystycznej mają uzasadnienie zarówno merytoryczne jak i ekonomiczne.

Bez wątplenia stopy metali spełniają wszelkie wymogi wytrzymałościowe, jeśli chodzi o wykonawstwo protez dentystycznych i nie sposób ich całkowicie wyeliminować z protetyki stomatologicznej, dlatego zasadne wydaje się kontynuowanie badań dotyczących wpływu procesu ponownego topienia na własności mechaniczne stopów dentystycznych. Proces ponownego przetapiania pozwala obniżyć koszty wytwarzania elementów protetycznych oraz oszczędzać zasoby środowiska naturalnego.

Wszystkie powyżej wymienione kwestie i niejasności skłoniły autora rozprawy do podjęcia badań, które pozwoliłyby udzielić odpowiedzi na pytanie: czy poddanie dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego wielokrotnemu procesowi topienia oraz jego zmieszanie z przetopami chromowo-kobaltowymi, a następnie przeprowadzenie powtórnych procedur odlewniczych, posiada negatywny wpływ na wybrane własności mechaniczne i zmiany w składzie chemicznym stopu. Należy zwrócić uwagę na fakt, że tego typu rozwiązania mogą decydować o długoterminowym użytkowaniu uzupełnień protetycznych wykonanych ze stopów nieszlachetnych.

II. CEL PRACY

Podjęte badania laboratoryjne miały na celu uzyskanie odpowiedzi na pytanie: czy wielokrotny proces topienia stopu chromowo-kobaltowego *Biosil® f* oraz dodanie do stopu nowego materiału wcześniej przetopionego ma wpływ na wybrane własności mechaniczne uzyskanych odlewów. W związku z tym zaplanowano szczegółowe cele badań, do których należą:

1. Określenie naprężeń rozciągających (zrywających), granicy plastyczności oraz wydłużenia całkowitego sprężystego i plastycznego.
2. Ocena zmian strukturalnych oraz składu chemicznego przetapianych odlewów.
3. Analiza wpływu trwałego odkształcenia pod wpływem działającego obciążenia – pomiar twardości metodą Vickersa.

III. MATERIAŁY I METODY

3.1. Materiały do wytworzenia próbek

Do badań użyto wieloskładnikowy stop chromowo-kobaltowy *Biosil® f*, firmy DeguDent (Niemcy) (Ryc. 5), który ze względu na zadawalającą sprężystość jest polecany do wykonywania konstrukcji szkieletów protez częściowych, zwłaszcza tych z długimi ramionami retencyjnymi klamer (Ryc. 6).

Dzięki zastosowaniu materiałów wyjściowych o wysokim stopniu czystości oraz wprowadzeniu stosownego procesu technologicznego osiągnięto bardzo niską zawartość Ni poniżej 0,05%. *Biosil® f* odpowiada normom DIN 13 912 oraz ISO 68 71, a jego skład chemiczny oraz najważniejsze własności przedstawiono w tabelach numer 1 i 2.



Ryc.5. Dentystyczny stop chromowo kobaltowy *Biosil f* (zbiory własne)

Tabela 1. Skład chemiczny badanego stopu podany przez producenta

CO	Cr	Mo	Si	Mn	C
64,8%	28,5%	5,3%	0,5%	0,5%	0,4%

Tabela 2. Dane techniczne badanego stopu podane przez producenta

Typ stopu	Sprężysty
Zakres topienia	1320 °C - 1380°C
Temperatura wygrzewania formy odlewniczej	1000 °C
Temperatura odlewania	1500 °C
Twardość według skali Vickersa	360 HV
Wytrzymałość na rozciąganie	900 N/mm
Granica plastyczności	700 N/mm
Gęstość	8,4 g/cm ³



Ryc. 6. Konstrukcje protetyczne wykonane z dentystycznego stopu chromowo kobaltowego *Biosil f*
(zbiory własne)

Do wytworzenia próbek badawczych wykorzystano następujące materiały:

- wosk odlewowy w formie drutu woskowego GEO, niebieski, średniotwardy, który dzięki odpowiednio dobranym składnikom jest wolny do napięcia powierzchniowego, łatwy w formowaniu, nie pęka podczas modelowania i jest stabilny wymiarowo (Ryc. 7).



Ryc. 7. Drut woskowy GEO firmy Renfert (zbiory własne)

- masę ogniotrwałą wiążącą za pośrednictwem fosforanów typu 2 Biosil Extra firmy Degudent (Niemcy) do protez częściowych i innych odlewanych uzupełnień ruchomych (Ryc. 8). Biosint Extra jest bezgipsową masą osłaniającą na bazie fosforanów, przeznaczoną do sporządzania modeli roboczych oraz form odlewniczych dla protez szkieletowych ze stopów chromowo - kobaltowych. Masę mieszano wyłącznie z płynem Biosol E. Dane techniczne masy ogniotrwałej przedstawiono w tabeli nr 3.

Tabela 3. Dane techniczne masy ogniotrwałej Biosint Extra

Proporcje mieszania masy	100g proszku: 14-15 ml płynu
Ekspansja całkowita	0,95% - 1,65%
Czas mieszania w próżni	60 sek.
Czas pracy	3 – 5 min
Wytrzymałość na ściskanie	W zależności od stężenia płynu do

mieszania; między 15N/mm² – 20 N/mm²



Ryc.8. Masy osłaniające wykorzystane do badań Biosil Extra (zbiory własne)

- masę silikonową Dublisil firmy Dreve (Niemcy) o addycyjnym procesie tężenia i rzadkiej konsystencji (Ryc. 9).



Ryc. 9. Masy silikonowe addycyjne (zbiory własne)

- preparat Aurofilm firmy Bego (Niemcy) zmniejszający napięcie powierzchniowe.
- frezy do obróbki mechanicznej.
- papier ścierny.
- żywicę epoksydowe.
- pasty polerskie.

3.2. Metody wykonania próbek z dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego do badań wytrzymałościowych na zrywanie

Do przeprowadzenia badań wytrzymałościowych wykonano osiemdziesiąt cztery próbki, po dwanaście dla każdego rodzaju przetopionego stopu (Tabela 4). Wszystkie próbki zostały sporządzone w tym samym laboratorium protetycznym przez tego samego technika dentystycznego, co miało na celu stworzenie identycznych warunków przygotowania stopu. Każda z próbek została poddana obróbce strumieniowo - ściernej tlenkiem glinu o średnicy ziarna 125 μm , a następnie oczyszczona przy pomocy polerowania elektrolitycznego.

Tabela 4. Proporcje stopu nowego i przetopionego, jakie użyto do wykonania próbek do testu na zrywanie

Grupa badawcza	Liczba wykonanych próbek
Stop nowy - jednokrotnie topiony	12 próbek
Stop dwukrotnie topiony	12 próbek
Stop trzykrotnie topiony	12 próbek
Stop czterokrotnie topiony	12 próbek
$\frac{2}{3}$ stopu nowego $\frac{1}{3}$ stopu przetopionego	12 próbek
$\frac{1}{3}$ stopu nowego $\frac{2}{3}$ stopu przetopionego	12 próbek
$\frac{1}{2}$ stopu nowego $\frac{1}{2}$ stopu przetopionego	12 próbek

Do przetapiania stopów chromowo-kobaltowych za każdym razem wykonywano formy odlewnicze w ten sposób, aby materiał badawczy przechodził przez całą procedurę odlewniczą. Do wielokrotnego, czyli dwu-, trzy- i czterokrotnie przetopionego stopu przygotowano formę

silikonową (Ryc. 10) do której wlewano воск odlewowy i po przymocowaniu kanałów wlewowych (Ryc. 11) wytwarzano formę odlewniczą.



Ryc. 10. Formy silikonowe do wykonywania kostek z wosku odlewowego (zbiory własne)



Ryc. 11. Kostki woskowe wykonane w formie silikonowej z kanałami odlewniczymi do wielokrotnego przetopienia stopu (zbiory własne)

Natomiast próbki do testu na zrywanie wykonano z drutów woskowych GEO firmy Renfert (Niemcy) (Ryc. 12) i zatopiono w masie ogniotrwałej Biosil Extra (Niemcy) zgodnie z zaleceniami producenta.



Ryc. 12. Druty woskowe umiejscowione na stożku odlewniczym (zbiory własne)

Kolejnym etapem wykonania próbek poddanych procesowi wielokrotnego topienia oraz procedurze odlewniczej było zatopienie woskowych wzorców z kanałami odlewniczymi w masie ogniotrwałej. Do stopów dwu-, trzy- i czterokrotnie topionych przygotowano formy odlewnicze i włączano stop metalu. W przypadku stopu topionego dwukrotnie procedury odlewnicze przeprowadzono dwu-, trzykrotnie topionego powtarzano trzy- i czterokrotnie topionego powtarzano czterokrotnie (Tabela 5).

Po umiejscowieniu przewodów wlewowych wzorce woskowe od razu były zatapiane w masie ogniotrwałej.

Tabela 5. Liczba wykonanych form odlewniczych dla przetapiania stopów

Nazwa stopu	Liczba wykonanych form odlewniczych
Stop „nowy” jednokrotnie topiony	1 forma odlewnicza
Stop dwukrotnie topiony	2 formy odlewnicze
Stop trzykrotnie topiony	3 formy odlewnicze
Stop czterokrotnie topiony	4 formy odlewnicze
$\frac{2}{3}$ stopu nowego $\frac{1}{3}$ stopu przetopionego	1 forma odlewnicza

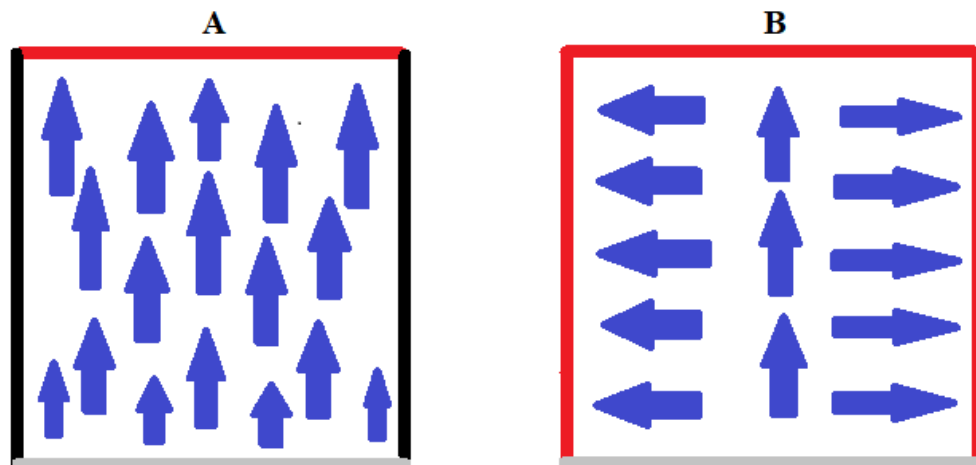
Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

$\frac{1}{3}$ stopu nowego $\frac{2}{3}$ stopu przetopionego	1 forma odlewnicza
$\frac{1}{2}$ stopu nowego $\frac{1}{2}$ stopu przetopionego	1 forma odlewnicza

Uwzględniając stosunkowo dużą kurczliwość liniową dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego, która wynosi od 1,8% do 2,3% celem sporządzenia form odlewniczych zastosowano masy wiązane fosforanami, ponieważ są one bardziej stabilne w wysokich temperaturach

Do wykonania form odlewniczych za każdym razem użyto tych samych mas ogniotrwałych, które zarabiano w mieszalniku próżniowym. Próżniowe mieszanie mas ogniotrwałych pozwala osiągnąć przewidywane rezultaty z minimalnymi defektami powierzchniowymi. Rozrabianie i czas mieszania masy ogniotrwałych był kontrolowany zgodnie z zaleceniami producenta.

Do przygotowanych form odlewniczych użyto pierścieni silikonowych, które w przeciwieństwie do pierścieni metalowych oraz plastikowych zapewniają równomierną zmianę wielkości formy w wyniku ekspansji wiązania (Ryc. 13).



Ryc. 13. Schemat przedstawiający kierunek ekspansji masy osłaniającej w pierścieniu metalowym lub plastikowym A i w pierścieniu silikonowym B (zbiory własne).

W pierwszym etapie napełniono silikonowy pierścień masą ogniotrwałą równo z brzegiem pierścienia. Następnie pierścień silikonowy powoli, zaczynając od dołu poruszano w górę. W drugim etapie, gdy masa dotknęła woskowego modelu, przechylano pierścień kilka razy w ten sposób, aby modele woskowe zostały zakryte i odkryte przez masę. Takie postępowanie zmniejsza bowiem możliwość zamknięcia pęcherzyków powietrza. Czas pracy masami fosforanowymi jest krótki, a egzotermiczna reakcja wiązania ulega przyspieszeniu wraz ze wzrostem temperatury otoczenia.

Stop metalu powinien wpływać do formy odlewniczej zgodnie z kierunkiem wirowania, w tym celu sporządzoną formę odlewniczą, którą umieszczono w maszynie odlewniczej i zaznaczono rysy orientacyjne przy stożku odlewniczym (Ryc. 14).

Masy osłaniające, które wiążą za pośrednictwem fosforanów, wytwarzają kropelki wody jako uboczny produkt wiązania. Mogą one osadzać się na wzorcu woskowym, powodując

defekty odlewu, dlatego podczas wytwarzania formy dokładnie odmierzano właściwe proporcje proszku i płynu oraz przestrzegano skrupulatnie czasu mieszania. Aby uniknąć szorstkości powierzchni stopu, która może być spowodowana zbyt dużą ilością wody pochodzącej z masy ogniotrwałej, rozrabiano ją tylko z płynem dostarczonym przez producenta.

Pęcherzyki powietrza – powstające na wzorcu woskowym podczas zatopiania w masie osłaniającej – powodują powstanie nadlewów na powierzchni odlewu. Ich usunięcie może poprawić dopasowanie odlewu, dlatego wzorce woskowe przed zatopieniem pokrywano płynem zmniejszającym napięcie powierzchniowe Aurofilm firmy Bego (Niemcy).

Usunięcie wosku nastąpiło bezpośrednio po związaniu masy ogniotrwałej (Ryc.14), w temperaturze 300°C przez 60 minut, zgodnie z zaleceniami Viswambaran i wsp. [109], którzy udowodnili, że występują istotne różnice w dokładności dopasowania odlanych obiektów w zależności od czasu przechowywania woskowych pierwowzorów na modelu ogniotrwałym. Dokładność dopasowania odlanych konstrukcji zmniejszyła się wraz ze zwiększonym czasem przechowywania pierwowzorów w laboratorium, czego powodem były odkształcenia powstające w strukturze wosku.

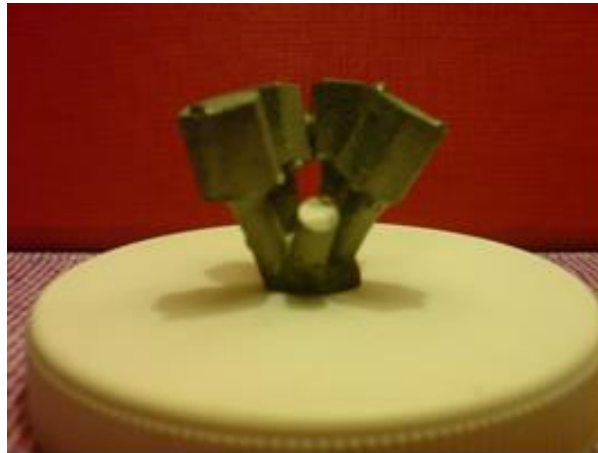


Ryc. 14. Wygrzewanie form odlewniczych z zaznaczonymi rysami orientacyjnymi (zbiory własne)

Formy odlewnicze umieszczono w piecu w taki sposób, aby otwór kanału wlewowego oraz rysa orientacyjna były skierowane do dołu, co umożliwiło dokładne usunięcie wosku w formie płynnej. Następnie pierścień został odwrócony i umieszczony kanałem wlewowym ku górze. W tej pozycji bowiem łatwiejsza jest cyrkulacja tlenu z atmosfery pieca i jego reakcja z woskiem oraz tworzenie głównie gazów a nie drobnych cząsteczek węgla, które interferują z odpowietrzaniem formy odlewniczej. Biorąc pod uwagę fakt, że im niższa jest temperatura formy i większy model woskowy, tym dłuższy czas przebywania formy odlewniczej w piecu, temperaturę w piecu zwiększano w trzech etapach. W pierwszym z nich podnoszono ją od 20°C do 270°C (przyrost temperatury o 7-8°C na minutę) i przetrzymywano w 270°C przez okres 60 minut. Następnie podwyższano od 270°C do 580°C (przyrost temperatury o 7-8°C na minutę) i przetrzymywano w 580°C przez 30-60 minut. Natomiast w ostatnim etapie podnoszono temperaturę od 580°C do temperatury końcowej, czyli 1000°C (przyrost temperatury o 7-8°C na minutę) i wygrzewano 60 minut. W przypadku umieszczenia w komorze pieca kilku form odlewniczych czas wygrzewania wydłużano o 20 minut.

Wykonane formy z masy ogniotrwałej były podane procesom odlewniczym natychmiast po ich wytworzeniu, ponieważ schłodzenie i ponowne podgrzanie mogłoby spowodować nieodwracalne zmiany fizyko-chemiczne w masie osłaniającej oraz zmiany wymiarów formy odlewniczej, które będą mniejsze niż zwykle, a odlew będzie zbyt mały.

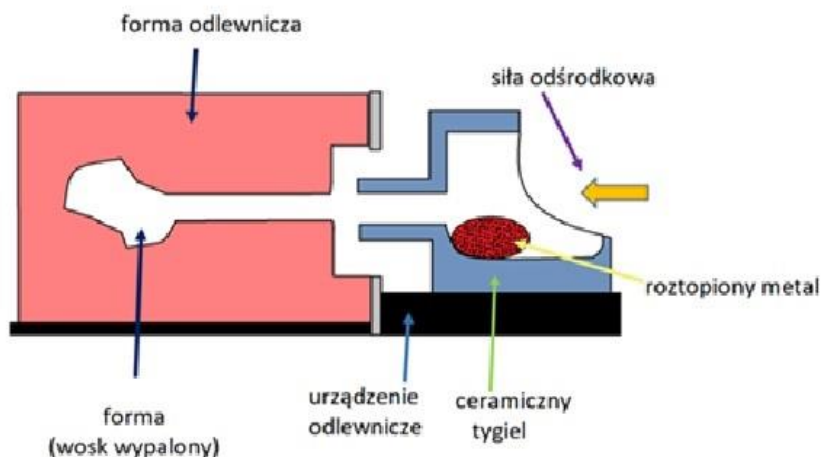
Podczas wykonywania próbek w każdej formie odlewniczej topiono około 35 gramów stopu (Ryc. 15).



Ryc. 15. Stop po dwukrotnym przetopieniu (zbiory własne)

Stop topiono w ceramicznym tyglu przy pomocy prądu indukcyjnego (Ryc. 16, 17) w kompaktowej odlewni indukcyjnej Fornax T firmy Bego (Niemcy) o mocy topienia indukcyjnego 3,6 KVA, 65 KHz (Ryc. 18), ponieważ topienie dużej ilości stopu płomieniem acetylenowo - tlenowym powoduje przedłużone ogrzewanie stopu, co może zwiększyć absorpcję tlenu i zawartość węgla w materiale.

W zastosowanej odlewarce stop wprowadzano do formy odlewniczej przy pomocy siły odśrodkowej w ciągu 1 sekundy (Ryc.19). Maksymalna prędkość obrotowa wirowana ramienia odlewni wynosiła 400 obrotów na minutę.



Ryc. 16. Forma odlewnicza umieszczona w urządzeniu odlewniczym (zbiory własne)



Rys. 17. Topienie dentystycznego stopu chromowo kobaltowego (zbiory własne)

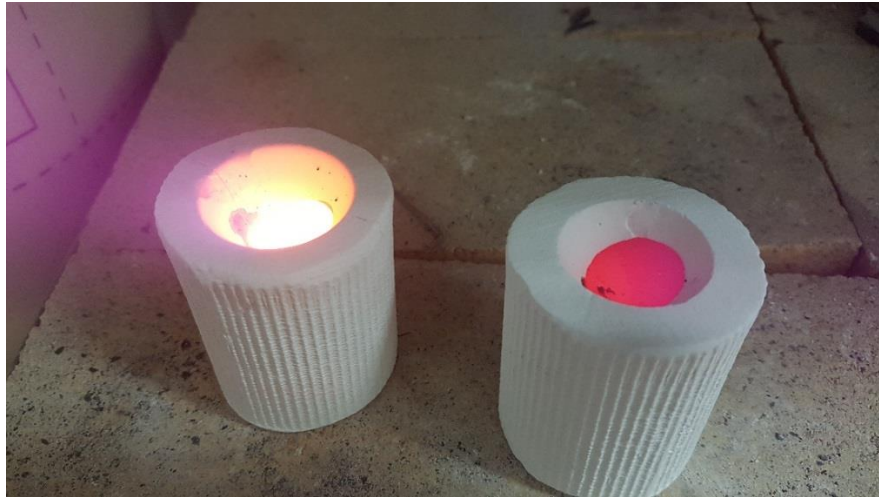


Ryc. 18. Odlewarka indukcyjna Bego Fornax T. (zbiory własne)



Ryc. 19. Wtłoczony dentystyczny stop chromowo kobaltowy do formy odlewniczej (zbiory własne)

Po zatrzymaniu maszyny odlewniczej formę usuwano i chłodzono w temperaturze pokojowej (Ryc. 20).



Ryc. 20. Studzenie form odlewniczych (zbiory własne)

Po zakończeniu chłodzenia formę umieszczono w wodzie, aby podczas uwalniania odlewu i obróbki strumieniowo - ściernej zminimalizować powstawanie pyłów. Przy pomocy młotka pneumatycznego uwalniano odlew, a następnie poddawano obróbce strumieniowo-ściernej tlenkiem glinu o gradacji 120 μm pod ciśnieniem 0,5 MPa. (Ryc. 21, 22). Z uwagi na to, że podczas obróbki strumieniowo-ściernej mogą zostać wbite cząsteczki materiału ściernego [110], zachowano odpowiedni kąt nachylenia, który wynosił 45°.



Ryc. 21. Oczyszczone z masy ogniotrwalej pręty metalowe po jednokrotnym topieniu (zbiory własne)

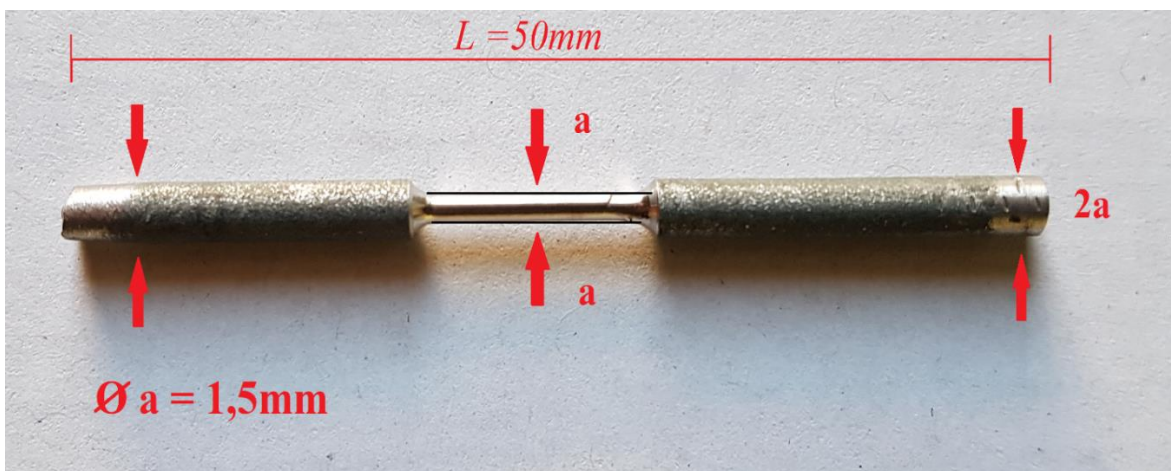


Ryc. 22. Kostki metalu do próbek wielokrotnie topionych (zbiory własne)

W kolejnym etapie wykorzystano metody obróbki mechanicznej (szlifowanie, frezowanie, toczenie). Parametry obróbki mechanicznej były jednakowe dla każdej serii próbek. Podstawowym warunkiem, który uwzględniono przy wyborze kształtu i wymiarów próbki było zapewnienie jednorodności stanu naprężenia na jej długości pomiarowej. Do prób rozciągania wykonano próbki okrągłe zakończone uchwytami (Ryc. 23, 24, 25).



Ryc. 23. Gotowa próbka przygotowana do badań wytrzymałościowych (zbiory własne)



Ryc. 24. Parametry przygotowanej próbki (zbiory własne)



Ryc. 25. Próbkki przed wykonaniem testu na zrywanie (zbiory własne)

Do przeprowadzenia badań wytrzymałościowych z dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego przygotowano 84 próbki, po 12 próbek do każdego przetapianego stopu.

Dokładny podział na poszczególne grupy badawcze przedstawia tabela numer 6.

Tab. 6. Nazwy próbek i grupy badawcze do przeprowadzenia badań wytrzymałościowych

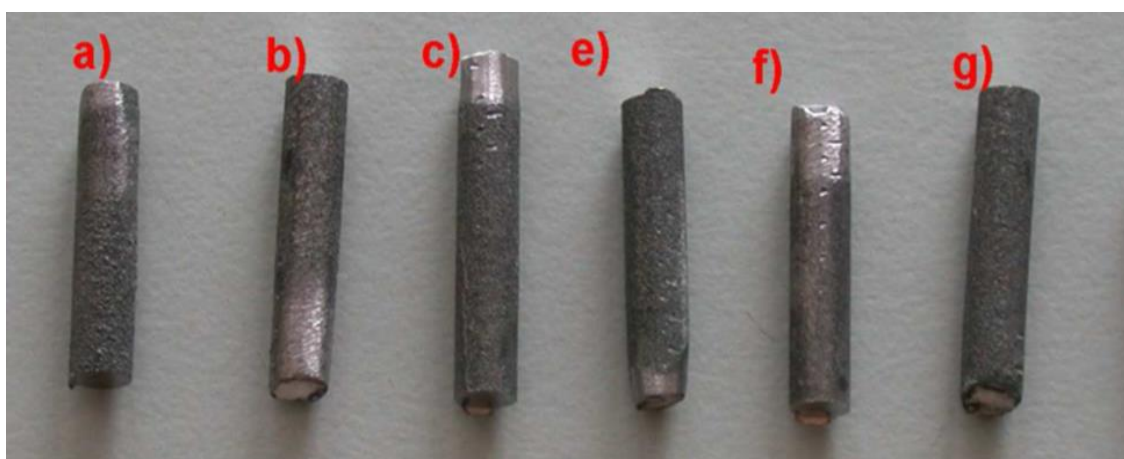
Nazwa próbki	Grupy badawcze
Próbki 1-12 ze stopu nowego 1 -krotnie przetopionego	BB.903.0444-06219.001- BB.903.0444-06219.012
Próbki 13-24 ze stopu 2-krotnie przetopionego	BB.903.0444-06219.013- BB.903.0444-06219.024
Próbki 25-36 ze stopu 3-krotnie przetopionego	BB.903.0444-06219.025- BB.903.0444-06219.036
Próbki 37-48 ze stopu 4-krotnie przetopionego	BB.903.0444-06219.037- BB.903.0444-06219.048
Próbki 49-60 ze stopu 1/3 nowego i 2/3 przetopionego	BB.903.0444-06219.049- BB.903.0444-06219.060
Próbki 61-72 ze stopu 1/2 nowego i 1/2 przetopionego	BB.903.0444-06219.061- BB.903.0444-06219.072
Próbki 73-84 ze stopu 2/3 nowego i 1/3 przetopionego	BB.903.0444-06219.073- BB.903.0444-06219.084

3.3. Metody przygotowania próbek do badań strukturalnych i składu chemicznego

Do badań przygotowano 7 rodzajów próbek wykonanych z dentystycznego stopu chromowo-kobaltowych po różnych przetopach (Ryc. 26) w celu wykonania obserwacji metalograficznych na przekrojach wzdłużnych próbek, określenia procentowego udziału porów w strukturze, określenia składu chemicznego metodą EDS oraz wykonania pomiaru twardości HV. Próbki oznaczono i podzielono na grupy badawcze, które przedstawia tabela 7.

Tab. 7. Nazwy próbek i grupy badawcze do wykonania obserwacji metalograficznych, określenia procentowego udziału porów w strukturze, określenia składu chemicznego metodą EDS oraz wykonania pomiaru twardości HV

Nazwa próbki	Grupa badawcza
Stop „nowy” 1 - krotnie przetopiony (ryc. 26a)	103/11/1
Stop 2 - krotnie przetopiony (ryc.26b)	103/11/2
Stop 3 - krotnie przetopiony (ryc.26c)	103/11/3
Stop 4 - krotnie przetopiony (ryc.26d)	103/11/4
1/3 stop nowy + 2/3 stop przetopiony (ryc.26e)	103/11/5
2/3 stop nowy + 1/3 stop przetopiony (ryc.26f)	103/11/6
-½ stop nowy + ½ stop przetopiony (ryc.26g)	103/11/7



Ryc. 26. Siedem rodzajów próbek wykonanych ze stopów dentystycznych chromowo kobaltowych po różnych przetopach (zbiory własne)

Pierwszym etapem przygotowania powierzchni zglądu metalograficznego było szlifowanie. Zabieg ten wykonano przy użyciu specjalnej szlifierki do płaszczyzn. Przy szlifowaniu zwracano uwagę, aby próbka nie uległa przegrzaniu, dlatego chłodzono je wodą i szlifowano szybkimi przejściami ściernicy. Przed zakończeniem szlifowania powierzchnię próbki przeszlifowano kilka razy bez posuwu wgłębnego. Następnie próbki szlifowano przy pomocy papierów ściernych, które rozpoczynano od papieru o najgrubszym ziarnie. Kąt szlifowania wynosił 90°. Szlifowanie zglądów metalograficznych odbywało się na mokro, dzięki czemu skrócono czas szlifowania oraz uzyskano lepszą powierzchnię zglądu.

Kolejnym etapem po szlifowaniu wykańczającym na papierze o najdrobniejszym ziarnie próbki polerowano pastami polerskimi, co miało na celu usunięcia śladów szlifowania, aż do osiągnięcia warstwy wierzchniej wymaganej do badań mikrostrukturalnych.

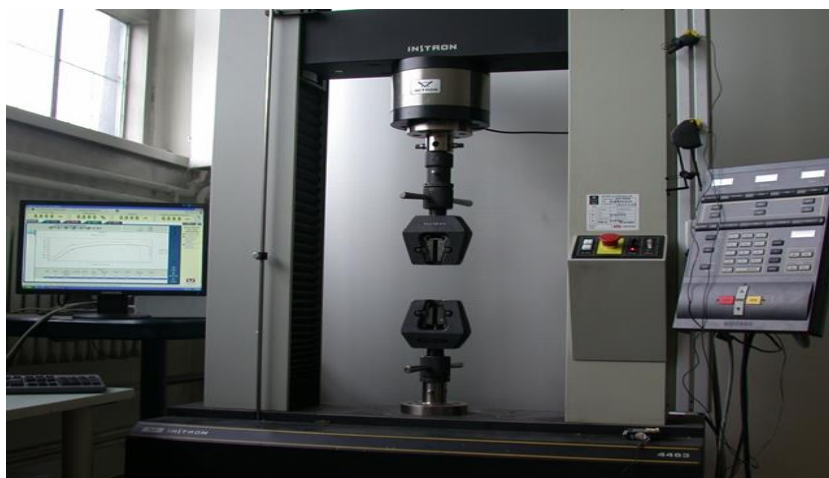
Do obserwacji metalograficznej wykonano zglądy metalograficzne podłużne (Ryc. 27), które wytrawiano w wodzie królewskiej o następującym składzie: 3 części kwasu solnego (HCl) i 1 część kwasu azotowego (HNO₃), a następnie zinkludowano w żywicy epoksydowej.



Ryc. 27. Zinkludowane zglądy metalograficzne podłużne wykonane ze stopów chromowo-kobaltowych po różnych przetopach do obserwacji metalograficznych (zbiory własne)

3.4. Metody oceny wytrzymałości na zrywanie

Ocenę wytrzymałości na rozciąganie wykonano na 84 próbkach. Do badań zastosowano maszynę wytrzymałościową typu Instron 4483 (Ryc. 28) seria H1907, stosując głowicę o sile udźwigu 20kN, typ 2518-102 (Instron), nr fabryczny UK695 (układ pomiarowy siły), nr świadectwa wzorcowania ZPS-1669-2016, data świadectwa wzorcowania 30.12.2016. Natomiast wyposażenie badawcze to przyrząd do pomiaru wydłużeń ekstensometr typu 2630-102 (Instron), seria nr 18 droga pomiarowa od -5 mm do + 5 mm, nominalna wartość bazy pomiarowej 10 mm, nr świadectwa wzorcowania ZPS-1670-2016, data świadectwa wzorcowania 30.12.2016; termometr elektryczny typu 02188 (Viking), nr identyfikacyjny T 034/11, nr świadectwa wzorcowania 174/A/2014, data świadectwa wzorcowania 06.02.2014; suwmiarkę elektroniczną 500-181-20 (Mitutoyo), nr fabryczny 11448442, nr świadectwa wzorcowania L16253-01, data świadectwa wzorcowania 18.04.2016 przy pomocy której mierzono obszary badawcze dla każdej próbki. Następnie określono grupy badawcze, które przedstawia tabela 5. Wszystkie badania przeprowadzono w temperaturze pokojowej. Dla każdego przetopionego stopu wykonano 12 pomiarów.



Ryc. 28. Maszyna wytrzymałościowa Instron 4483, za pomocą, której przeprowadzono badania wytrzymałościowe (zbiory własne)

3.5. Metody obserwacji metalograficznych.

Obserwacje metalograficzne próbek dokonywano na zglądach nietrawionych oraz zglądach trawionych wodą królewską. przy pomocy mikroskopów optycznych: Stemi2000C (Zeiss) i Eclipse L150 (Nikon) przy powiększeniu x 200. (Ryc.29). W badaniach oceniano mikrostrukturę wszystkich przetapianych stopów. Dla każdego rodzaju stopu wykonano 10 zdjęć.



Ryc. 29. Mikroskopy Stemi2000C (Zeiss) i Eclipse L150 (Nikon) za pomocą, których wykonano obserwacje metalograficzne (zbiory własne)

3.6. Metody pomiaru porów w strukturze badanych próbek

Procentowy udział porów w strukturze szacowano przy pomocy mikroskopu optycznego Eclipse L150 (ryc.29) wyposażonego w program NIS-elements do obserwacji metalograficznych i analizy obrazu. Wykonano po 10 zdjęć obszarów dla każdej badanej próbki

od 103/11/1 do 103/11/7, na których szacowano udział porów wraz z zaznaczeniem ich na kolor czerwony.

3.7. Metody mikroanalizy rentgenowskiej EDS

Na zglądach wzdłużnych próbek 103/11/1, 103/11/2, 103/11/3, 103/11/4, 103/11/4, 103/11/5, 103/11/6 i 103/11/7 w stanie nie trawionym przeprowadzono za pomocą elektronowego mikroskopu skaningowego Inspect S (FEI) wyposażonego w mikroanalizator rentgenowski EDS (EDAX), analizę składu chemicznego (Ryc. 30). W badaniach określano skład chemiczny w przetapianych stopach. Dla każdego przetopionego stopu wykonano 6 pomiarów.



Ryc. 30. Mikroskop skaningowy Inspect S (FEI) wyposażony w mikroanalizator rentgenowski EDS (EDAX) (zbiory własne)

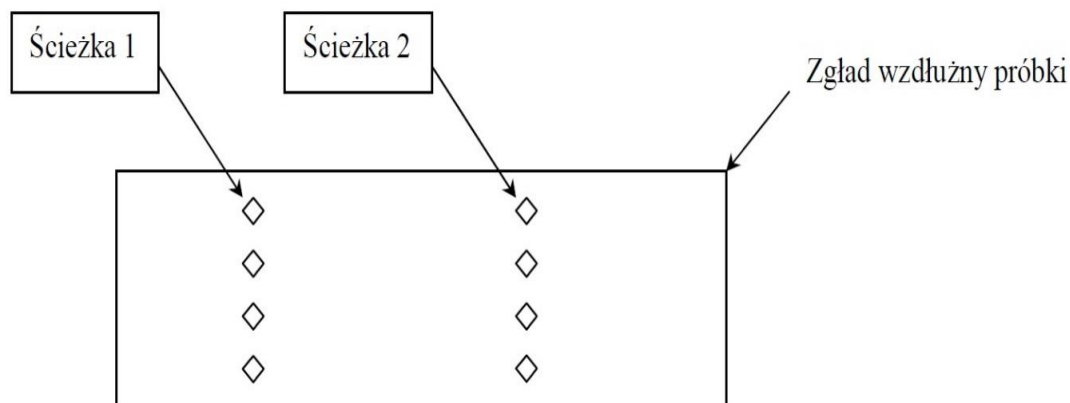
3.8. Metody pomiaru twardości

Ocenę twardości próbek 103/11/1, 103/11/2, 103/11/3, 103/11/4, 103/11/4, 103/11/5, 103/11/6 i 103/11/7 wykonano metodą Vickersa HV0,5 za pomocą twardościomierza Micromet 2104 firmy Buehler (Ryc. 31) zgodnie z wymaganiami normy PN-EN ISO 6507-1:2007, *Metale*

– *Pomiar twardości sposobem Vickersa – Część 1: Metoda badań.* Na każdej z próbek wykonano pomiary twardości przez całą szerokość próbki w 2 miejscach (ścieżka 1 i ścieżka 2), gdzie nie było porowatości wg schematu przedstawionego na ryc. 32 Odciski były wykonywane co 0,2 mm. Badanie twardości polegało na wciskaniu wgłębnika w kształcie ostrosłupa prawidłowego w próbkę metalu. Dla każdego rodzaju przetopionego stopu wykonano, co najmniej 24 pomiary.



Ryc. 31. Urządzenie Mikromet na którym przeprowadzono pomiary twardości (zbiory własne)



Ryc. 32. Schemat według jakiego wykonano pomiary twardości HV0,5 (zbiory własne)

3.9. Metody badań statystycznych

Uzyskane wartości pomiarów badań poddano analizie statycznej, której celem było porównanie wyników uzyskanych po przetopach stopów chromowo-kobaltowych.

Statystykę opisową przedstawiono w tabelach zawierających wartości średnie, odchylenia standardowe, wartości minimalne i maksymalne po statycznej próbie rozciągania pomiarze procentowego udziału porów w strukturze metalu, określenia składu chemicznego oraz pomiarze twardości. W celu wizualizacji otrzymanych wyników wykonano wykresy, które uwzględniają wartość średnią i odchylenie standardowe.

W pierwszym etapie analizy dla zmiennych ilościowych sprawdzono zgodność ich rozkładu z krzywą Gaussa przy użyciu testu Shapiro-Wilka. Z powodu braku zgodności z rozkładem normalnym analizę porównawczą przeprowadzono nieparametrycznym testem ANOVA *Kruskala–Wallisa*. Ponadto w przypadku wykrycia różnic zastosowano test wielokrotnych porównań.

Obliczenia statystyczne wykonano w programie Statistica v 13 (Dell Inc. (2016). Dell Statistica [(*data analysis software system*), version 13. software.dell.com] w Zakładzie Bioinformatyki i Biologii Obliczeniowej Uniwersytetu Medycznego im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu.

IV. WYNIKI BADAŃ LABORATORYJNYCH

4.1. Wyniki statycznej próby rozciągania

Wyniki badań wytrzymałościowych statycznej próby rozciągania przedstawiono w tabeli 8, w której kolumny oznaczają kolejno: rodzaj stopu, numer próbki, średnicę próbki, pole przekroju poprzecznego próbki, wartości umownej granicy plastyczności, wytrzymałość na rozciąganie i wydłużenie całkowite przy rozerwaniu. W tabelach 9-13 kolumny oznaczają kolejno: ilość pomiarów, średnie, minimalne i maksymalne wartości pomiarów oraz odchylenia standardowe dla $R_{p0,2}$ MPa – naprężenia granicznego przy wydłużeniu 0.2% (granica plastyczności), R_m MPa – wytrzymałości na rozciąganie, A_t [%] – wydłużenia całkowite (sprężyste i plastyczne) poprzedzające pęknięcie i rozerwanie próbki. Uzyskane wyniki przedstawiono również w postaci wykresów na rycinach 33-40.

Analiza średnich wartości wytrzymałości na rozciąganie wskazuje, że najwyższe wartości R_m uzyskał stop trzykrotnie przetopiony 842 MPa, a najniższe stop mieszany składający się z 2/3 stopu nowego i 1/3 przetopionego 744 MPa. Pozostałe przetopione stopy oprócz stopu dwukrotnie topionego, którego średnia wartość wynosi 746 MPa uzyskały wartości nieznacznie powyżej 800 MPa. Natomiast najwyższą średnią wartość granicy plastyczności $R_{p0,2}$ osiągnął stop trzykrotnie przetopiony 687 MPa. Najniższą średnią wartość granicy plastyczności zarejestrowano dla stopu mieszanego składającego się z 2/3 stopu nowego i 1/3 przetopionego 591 MPa. Pozostałe przetopione stopy uzyskały wartości powyżej 600 MPa.

Najwyższe wydłużenie ekstensometryczne A_t zarejestrowano dla stopu mieszanego 1/2 stopu nowego i 1/2 stopu przetopionego 2,15%, najniższe wydłużenie wykazał stop jednokrotnie przetopiony 1,33 %.

Ponadto uzyskane wyniki wykazały, że średnia wytrzymałość mechaniczna wszystkich przetopionych stopów jest niższa od średniej wartości deklarowanej przez producenta, która wynosi dla rozciągania 900 MPa, a dla granicy plastyczności 700 MPa.

Badane rodzaje stopów wykazują również nieznaczne obniżenie wytrzymałości na rozciąganie wraz ze zwiększonym udziałem w stopie nowym stopów już przetapianych, natomiast średnie wartości stopów wielokrotnie przetapianych są różne. Dla przykładu stopy dwukrotnie topione względem stopów jednokrotnie topionych obniżają swoje średnie wartości na wytrzymałość, a z kolei stopy jednokrotnie topione względem stopu trzykrotnie topionego.

Należy również zwrócić uwagę na zróżnicowanie zaobserwowanych wartości minimalnych i maksymalnych wytrzymałości na rozciąganie oraz granicy plastyczności.

Wart odnotowania jest także fakt, że wszystkie przetopione stopy osiągnęły w maksymalnych wartościach rozciągania wyższą wartość niż średnia wyznaczona przez producenta, jedynie stopy trzy- i czterokrotnie topione wykazały w maksymalnych wartościach minimalnie wyższą granicę plastyczności niż stopy fabryczne.

Tabela nr 8. Rodzaj stopu, numer próbki, średnica próbki, pole przekroju poprzecznego próbki, wartości umownej granicy plastyczności, wytrzymałość na rozciąganie i wydłużenie całkowite przy rozerwaniu

Rodzaj stopu	Nr próbki	do	So	Rp0,2	Rm	At
		mm	mm ²	MPa	MPa	%
Stop nowy przetopiony jednokrotnie	BB.903.0444-06219.001	1,540	1,863	591	707	1,47
	BB.903.0444-06219.002	1,540	1,863	634	805	1,65
	BB.903.0444-06219.003	1,539	1,860	666	859	1,14
	BB.903.0444-06219.004	1,537	1,855	674	812	0,88
	BB.903.0444-06219.005	1,537	1,855	620	808	1,62
	BB.903.0444-06219.006	1,535	1,851	677	780	0,85

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

	BB.903.0444-06219.007	1,538	1,858	657	771	0,77
	BB.903.0444-06219.008	1,540	1,863	597	717	0,80
	BB.903.0444-06219.009	1,540	1,863	587	798	1,29
	BB.903.0444-06219.010	1,538	1,858	625	864	1,38
	BB.903.0444-06219.011	1,536	1,853	615	756	1,29
	BB.903.0444-06219.012	1,540	1,863	635	962	2,76
stop przetopiony dwukrotnie	BB.903.0444-06219.013	1,533	1,846	544	587	0,77
	BB.903.0444-06219.014	1,537	1,855	620	701	1,41
	BB.903.0444-06219.015	1,535	1,851	674	836	1,32
	BB.903.0444-06219.016	1,534	1,848	622	714	1,42
	BB.903.0444-06219.017	1,537	1,855	575	744	1,19
	BB.903.0444-06219.018	1,536	1,853	646	767	2,12
	BB.903.0444-06219.019	1,536	1,853	645	717	1,18
	BB.903.0444-06219.020	1,535	1,851	638	795	1,60
	BB.903.0444-06219.021	1,531	1,841	607	614	0,55
	BB.903.0444-06219.022	1,532	1,843	677	923	2,37
	BB.903.0444-06219.023	1,534	1,848	640	798	2,13
	BB.903.0444-06219.024	1,535	1,851	621	757	1,67
Rodzaj stopu	Nr próbki	do	So	Rp0,2	Rm	At
		mm	mm²	MPa	MPa	%
stop przetopiony trzykrotnie	BB .903.0444-06219.025	1,526	1,829	696	768	0,83
	BB .903.0444-06219.026	1,524	1,824	675	689	0,60
	BB .903.0444-06219.027	1,531	1,841	721	906	1,25
	BB .903.0444-06219.028	1,528	1,834	706	772	0,74
	BB .903.0444-06219.029	1,534	1,848	714	988	2,57
	BB .903.0444-06219.030	1,535	1,851	679	878	1,62
	BB .903.0444-06219.031	1,531	1,841	683	775	0,84
	BB .903.0444-06219.032	1,530	1,839	748	920	1,57
	BB .903.0444-06219.033	1,530	1,839	656	938	1,70
	BB .903.0444-06219.034	1,530	1,839	649	689	0,66

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego
stopu chromowo-kobaltowego

	BB .903.0444-06219.035	1,528	1,834	650	808	1,79
	BB .903.0444-06219.036	1,530	1,839	669	968	2,40
stop przetopiony czterokrotnie	BB .903.0444-06219.037	1,530	1,839	709	937	1,44
	BB .903.0444-06219.038	1,533	1,846	629	862	4,50
	BB .903.0444-06219.039	1,534	1,848	619	669	0,80
	BB .903.0444-06219.040	1,543	1,870	374	483	0,51
	BB .903.0444-06219.041	1,544	1,872	665	871	1,47
	BB .903.0444-06219.042	1,536	1,853	650	854	2,31
	BB .903.0444-06219.043	1,533	1,846	433	552	2,11
	BB .903.0444-06219.044	1,577	1,953	655	861	2,11
	BB .903.0444-06219.045	1,540	1,863	674	894	1,70
	BB .903.0444-06219.046	1,541	1,865	687	839	1,07
	BB .903.0444-06219.047	1,542	1,867	619	879	1,90
	BB .903.0444-06219.048	1,534	1,848	636	916	2,62
	Rodzaj stopu	Nr próbki	do	So	Rp0,2	Rm
mm			mm²	MPa	MPa	%
stop 1/3 nowy 2/3 przetopiony	BB .903.0444-06219.049	1,533	1,846	609	878	1,77
	BB .903.0444-06219.050	1,522	1,819	681	865	1,92
	BB .903.0444-06219.051	1,529	1,836	595	765	2,02
	BB .903.0444-06219.052	1,529	1,836	601	781	1,37
	BB .903.0444-06219.053	1,534	1,848	656	814	1,45
	BB .903.0444-06219.054	1,539	1,860	600	737	1,02
	BB .903.0444-06219.055	1,530	1,839	641	843	1,37
	BB .903.0444-06219.056	1,530	1,839	607	709	2,45
	BB .903.0444-06219.057	1,533	1,846	629	963	3,06
	BB .903.0444-06219.058	1,528	1,834	642	916	2,85
	BB .903.0444-06219.059	1,530	1,839	680	840	1,32
	BB .903.0444-06219.060	1,535	1,851	602	765	1,61
	BB .903.0444-06219.061	1,528	1,834	663	731	0,84
	BB .903.0444-06219.062	1,531	1,841	614	790	2,34

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

stop 1/2 nowy 1/2 przetopiony	BB .903.0444-06219.063	1,525	1,827	593	718	1,22
	BB .903.0444-06219.064	1,526	1,829	634	765	1,31
	BB .903.0444-06219.065	1,526	1,829	621	831	1,60
	BB .903.0444-06219.066	1,561	1,914	659	813	2,25
	BB .903.0444-06219.067	1,535	1,851	669	873	2,12
	BB .903.0444-06219.068	1,526	1,829	606	694	0,98
	BB .903.0444-06219.069	1,523	1,822	612	931	6,24
	BB .903.0444-06219.070	1,522	1,819	583	756	1,89
	BB .903.0444-06219.071	1,525	1,827	610	966	3,56
	BB .903.0444-06219.072	1,524	1,824	652	778	1,40
Rodzaj stopu	Nr próbki	do	So	Rp0,2	Rm	At
		mm	mm²	MPa	MPa	%
stop 2/3 nowy 1/3 przetopiony	BB .903.0444-06219.073	1,525	1,827	615	903	2,75
	BB .903.0444-06219.074	1,532	1,843	547	683	1,11
	BB .903.0444-06219.075	1,530	1,839	590	869	2,26
	BB .903.0444-06219.076	1,522	1,819	536	724	1,49
	BB .903.0444-06219.077	1,573	1,943	663	816	1,40
	BB .903.0444-06219.078	1,529	1,836	572	700	2,66
	BB .903.0444-06219.079	1,529	1,836	534	773	3,34
	BB .903.0444-06219.080	1,522	1,819	605	742	1,45
	BB .903.0444-06219.081	1,555	1,899	631	709	0,92
BB .903.0444-06219.082	1,528	1,834	608	697	0,95	
BB .903.0444-06219.083	1,574	1,946	572	578	0,83	
BB .903.0444-06219.084	1,534	1,848	622	730	1,30	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

Tabela 9. Napężenie graniczne, wytrzymałość na rozciąganie, wydłużenie całkowite dla rodzajów stopów

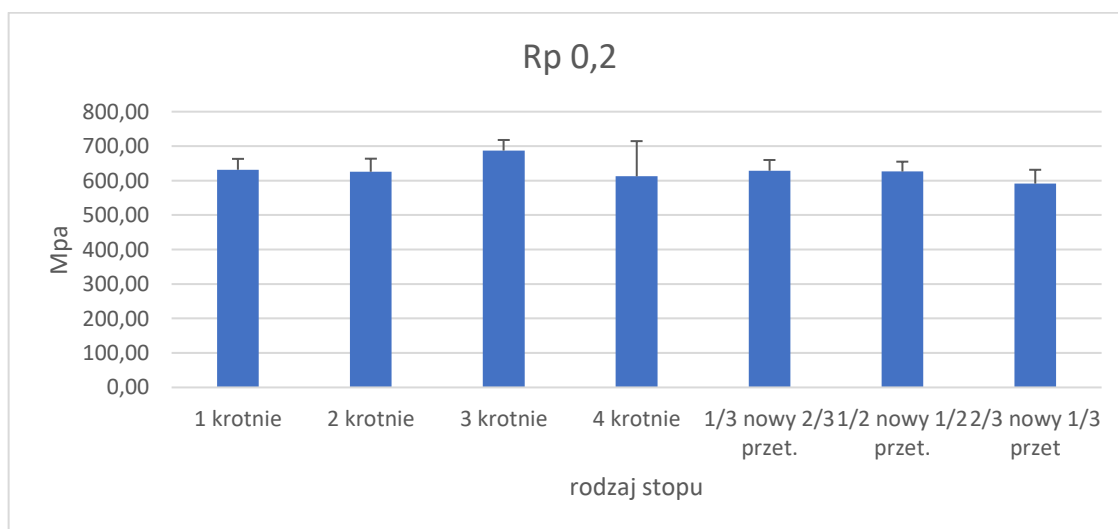
Grupa badawcza	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Stop 1 krotnie przetopiony					
Rp 0,2 (MPa)	12	631	587	677	32
Rm (MPa)	12	803	707	962	69
At (%)	12	1,33	0,77	2,76	0,5
Grupa badawcza	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Stop 2 krotnie przetopiony					
Rp 0,2 (Mpa)	12	626	544	677	38
Rm (Mpa)	12	746	587	923	91
At (%)	12	1,48	0,55	2,37	0,5
Grupa badawcza	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Stop 3 krotnie przetopiony					
Rp 0,2 (Mpa)	12	687	649	748	31
Rm (Mpa)	12	842	689	988	105
At (%)	12	1,38	0,60	2,57	0,6
Grupa badawcza	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Stop 4 krotnie przetopiony					
Rp 0,2 (Mpa)	12	612	374	709	102
Rm (Mpa)	12	801	483	937	149
At (%)	12	1,88	0,51	4,50	1
Grupa badawcza	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Stop 1/3 nowy 2/3 przetopiony					
Rp 0,2 (Mpa)	12	629	595	681	31
Rm (Mpa)	12	823	709	963	75
At (%)	12	1,85	1,02	3,06	0,6
Grupa badawcza	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Stop 1/2 nowy 1/2 przetopiony					
Rp 0,2 (Mpa)	12	626	583	669	29
Rm (Mpa)	12	804	694	966	84
At (%)	12	2,15	0,84	6,24	1,5
Grupa badawcza	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
Stop 2/3 nowy 1/3 przetopiony					
Rp 0,2 (Mpa)	12	591	534	663	40

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

Rm (Mpa)	12	744	578	903	87
At (%)	12	1,71	0,83	3,34	0,8

Tab. 10. Średnie wartości naprężenia granicznego Rp 0.2 [MPa] przy wydłużeniu 0.2% (granica plastyczności) dla przetapianych stopów

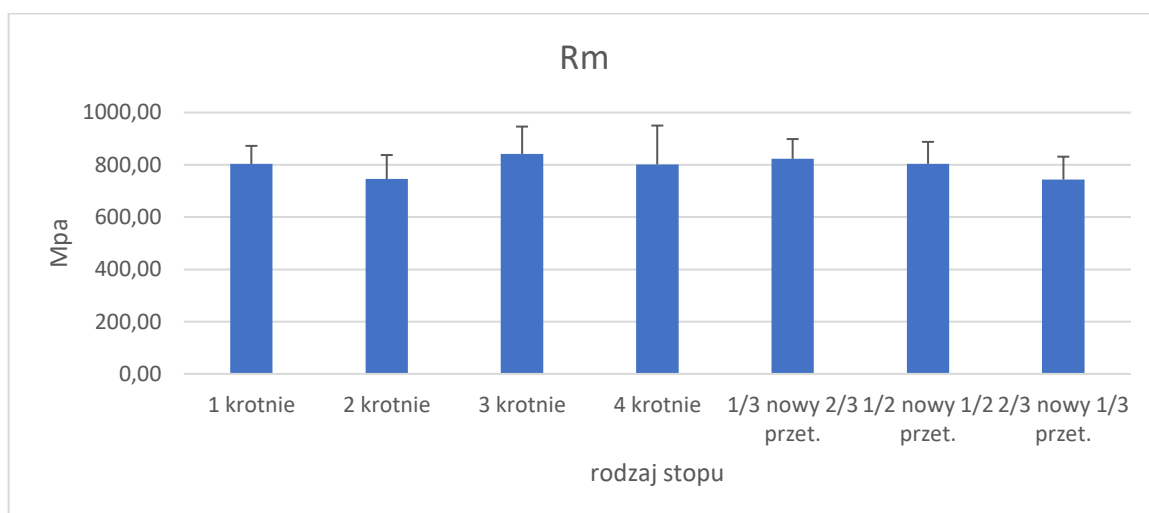
Rodzaj stopu	Średnia MPa Rp 0,2	Odchylenie standardowe
1 krotnie	631	32
2 krotnie	626	38
3 krotnie	687	31
4 krotnie	612	102
1/3 nowy 2/3 przetopiony	629	31
1/2 nowy 1/2 przetopiony	626	29
2/3 nowy 1/3 przetopiony	591	40



Ryc. 33. Wykres zależności średnich wartości Rp 0,2 od rodzaju stopu

Tab. 11. Średnie wartości wytrzymałości R_m [MPa] na rozciąganie dla przetapianych stopów

Rodzaj stopu	Średnia R_m [MPa]	Odchylenie standardowe
1 krotnie	803	69
2 krotnie	746	91
3 krotnie	842	105
4 krotnie	801	149
1/3 nowy 2/3 przetopiony	823	75
1/2 nowy 1/2 przetopiony	804	84
2/3 nowy 1/3 przetopiony	744	87



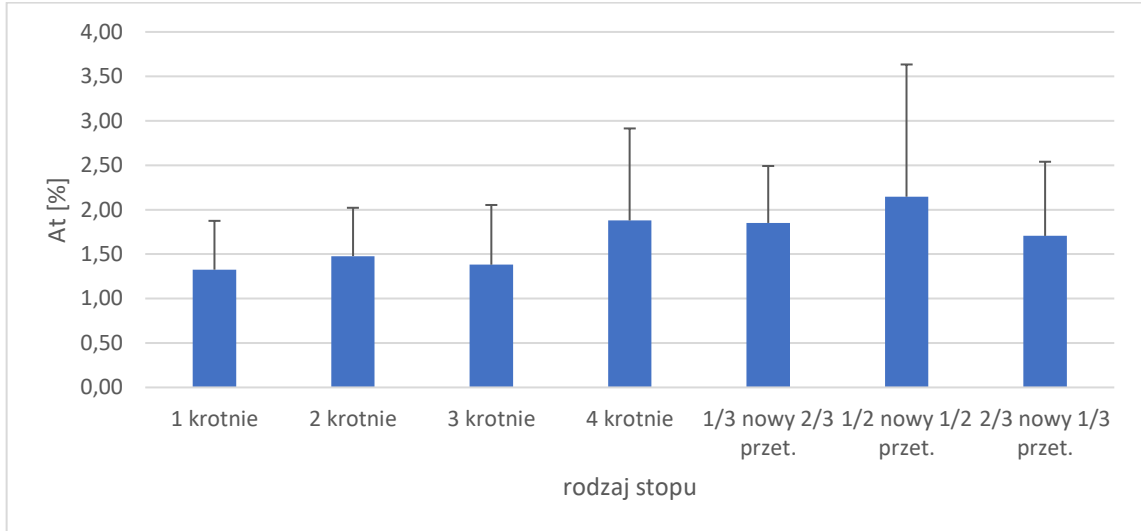
Ryc. 34. Wykres zależności średnich wartości R_m od rodzaju stopu

Tab. 12. Średnie wartości wydłużenia całkowitego (sprężystego i plastycznego) A_t [%] poprzedzające pęknięcie i rozerwanie próbki dla przetapianych stopów

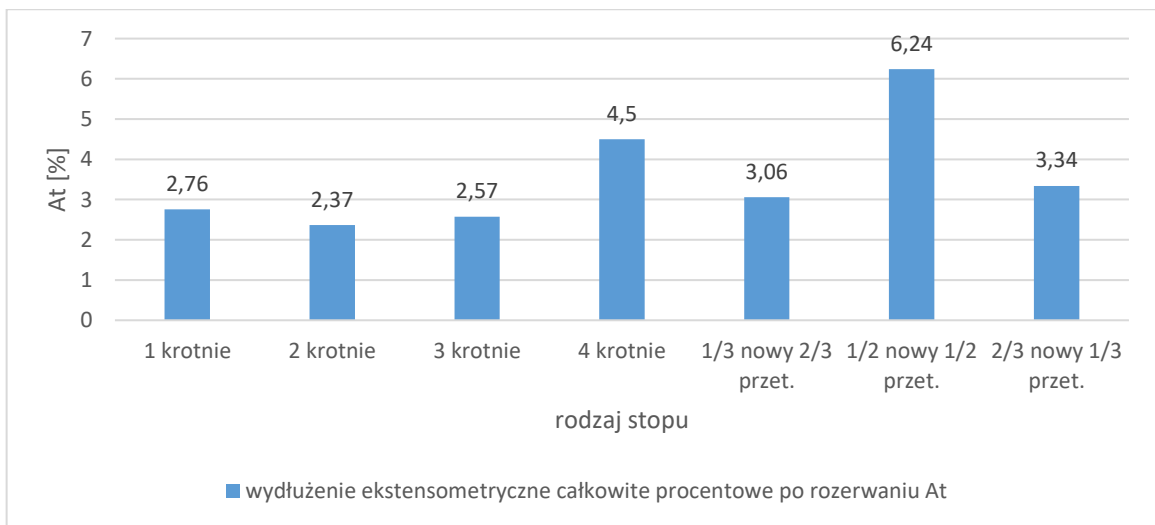
Rodzaj stopu	Średnia A_t [%]	Odchylenie standardowe
1- krotnie przetopiony	1,33	0,5
2 krotnie przetopiony	1,48	0,5
3 krotnie	1,38	0,6
4 krotnie	1,88	1
1/3 nowy 2/3 przetopiony	1,85	0,6

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

1/2 nowy 1/2 przetopiony	2,15	1,5
2/3 nowy 1/3 przetopiony	1,71	0,83

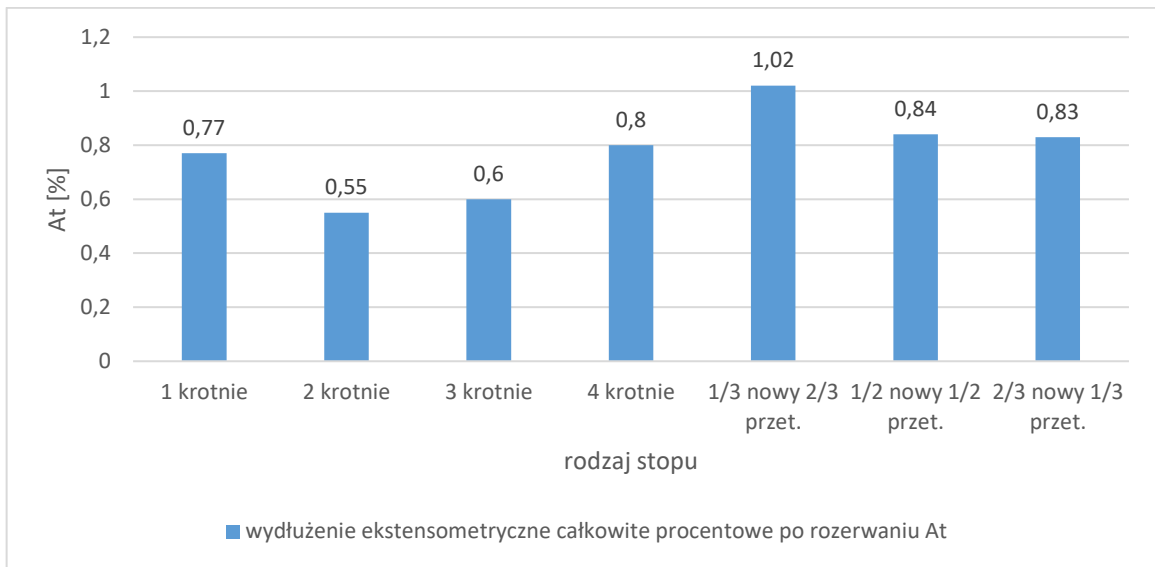


Ryc. 35. Wykres zależności średnich wartości At od rodzaju stopu

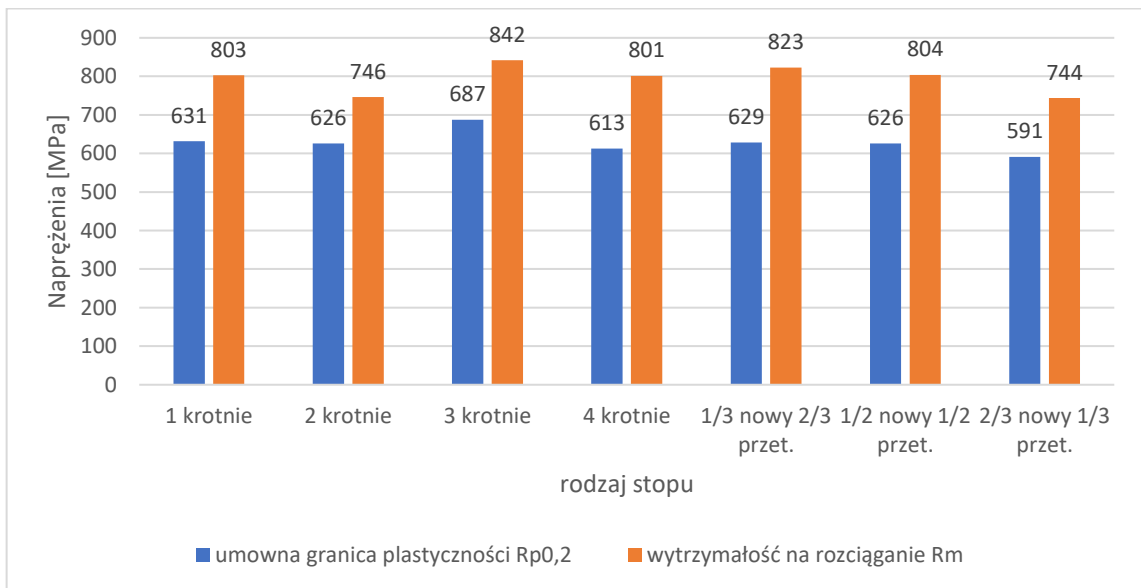


Ryc. 36. Wydłużenie maksymalne uzyskane w statycznej próbie rozciągania

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

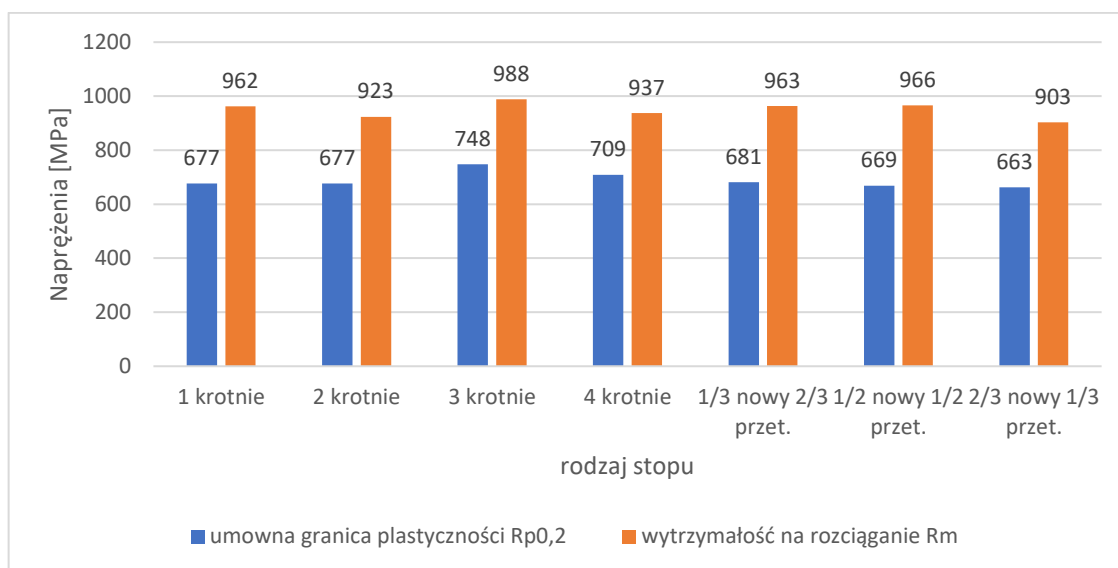


Ryc. 37. Wydłużenie minimalne uzyskane w statycznej próbie rozciągania



Ryc. 38. Wykres zależności średnich wartości Rp0,2 i Rm od rodzaju stopu

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego



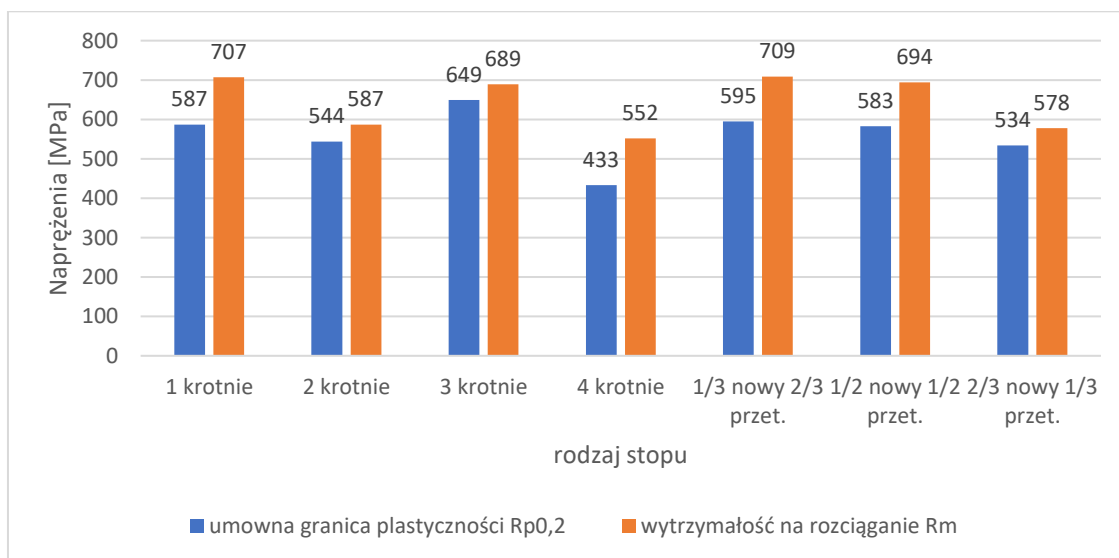
Ryc. 39. Wartości maksymalne Rp0,2 i Rm uzyskane w statycznej próbie rozciągania

Tab.13. Średnie wartości $R_p0,2$, R_m i A_t wyznaczone w statycznej próbie rozciągania

Rodzaj stopu	Rp 0,2		Rm		At	
	Średnia ± SD	p	Średnia ± SD	p	Średnia ± SD	p
1 krotnie BB.903.0444-06219.001- BB.903.0444-06219.012	631 ± 31		803±69		1,32±0,55	
2 krotnie BB.903.0444-06219.013- BB.903.0444-06219.024	626±38	0,0001	746±91	0,0813	1,48±0,54	0,3040
3 krotnie BB.903.0444-06219.025- BB..903.0444-06219.036	687±31		842±104		1,38±0,67	
4 krotnie BB.903.0444-06219.037- BB.903.0444-06219.048	612±102		801±149		1,88±1,04	
Stop 1/3 nowy 2/3 przetopiony BB.903.0444-06219.049-	629±31		823±75		1,85±0,64	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

BB..903.0444-06219.060					
Stop 1/2 nowy 1/2 przetopiony BB.903.0444-06219.061- BB.903.0444-06219.072	626±29		804±84		2,14±1,49
Stop 2/3 nowy 1/3 przetopiony BB.903.0444-06219.073- BB.903.0444-06219.084	591±40		744±87		1,71±0,83



Ryc. 40. Wartości minimalne Rp0,2 i Rm uzyskane w statycznej próbie rozciągania

Test ANOVA Kruskala Wallisa wykazał istotne statystycznie różnice między stopami – $p=0,0001$ dla parametru Rp. Nie wykazał natomiast istotnych różnic dla parametrów Rm i At. Ponadto dla parametru Rp wielokrotne porównania wykazały różnicę pomiędzy: stopem jednokrotnie topionym, a stopem trzykrotnie topionym ($p=0,01$), stopem dwukrotnie topionym, a stopem trzykrotnie topionym ($p=0,03$), stopem z 1/3 nowy i 2/3 przetopionym, a stopem trzykrotnie topionym ($p=0,02$), stopem 1/2 nowy 1/2 przetopionym, a stopem trzykrotnie topionym ($p=0,01$) oraz stopem 2/3 nowy 1/3 przetopionym, a stopem trzykrotnie topionym ($p<0,0001$). Pozostałe porównania nie wykazały różnic.

4.2. Wyniki obserwacji metalograficznej

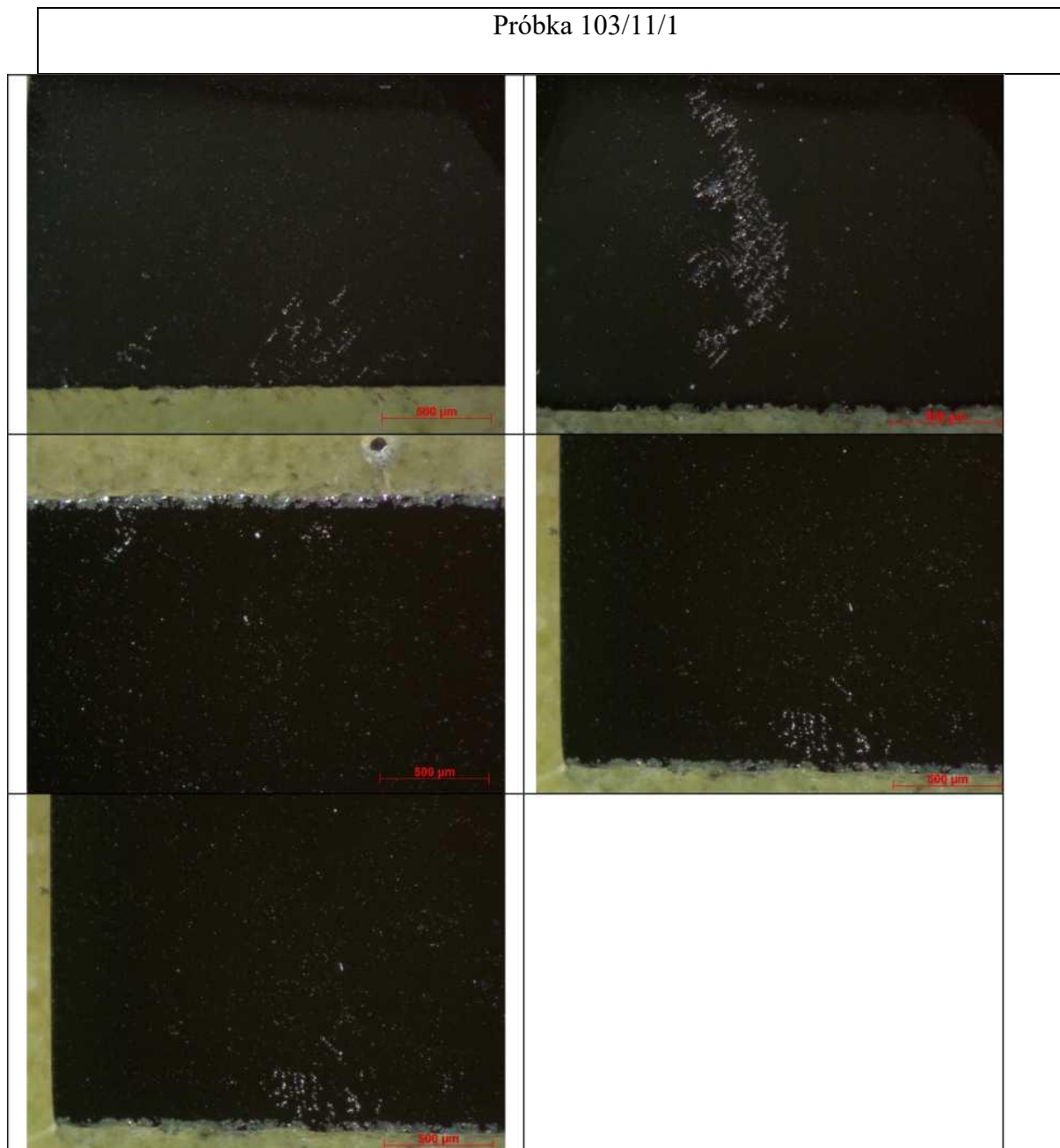
Obserwacje metalograficzne próbek nietrawionych i trawionych przeprowadzone przy pomocy mikroskopów optycznych wykazały, że mikrostruktura wszystkich badanych stopów jest bardzo zbliżona. Składa się z dendrytów oraz wydzielen węglików M_6C i MC oraz fazy międzymetalicznej Co_3M . Występowanie wspomnianych wydzielen zapewnia umocnienie stopu – wzrost właściwości wytrzymałościowych przy spadku właściwości plastycznych. Niejednorodność składu chemicznego może powodować lokalne zwiększenie stężenia Cr powyżej 30% skutkujące pojawianiem się kruchej fazy σ – obszary takie stwierdzono we wszystkich wariantach stopu – zarówno w nowym jak i ponownie przetapianych.

Występujące wady strukturalne – rzadzizny, niejednorodności składu chemicznego i nieciągłości na granicach dendrytów stanowią charakterystyczne wady występujące w odlewach wykonanych przy pomocy zastosowanej technologii odlewania. Uniknięcie wad odlewniczych jest trudne ze względu na małe wymiary odlewów.

Bez wątpienia do głównych wad powstających w wyniku odlewnictwa są: porowatości, niejednorodność chemiczna, duża wielkość ziaren, a także mikrostruktura zawierająca twarde substancje wytrącone w strefach międzydendrycznych. Ponadto niejednorodność morfologii węglków, ich wielkość i rozmieszczenie mogą prowadzić do niskiej ciągliwości oraz znacznie obniżyć granice plastyczności stopu.

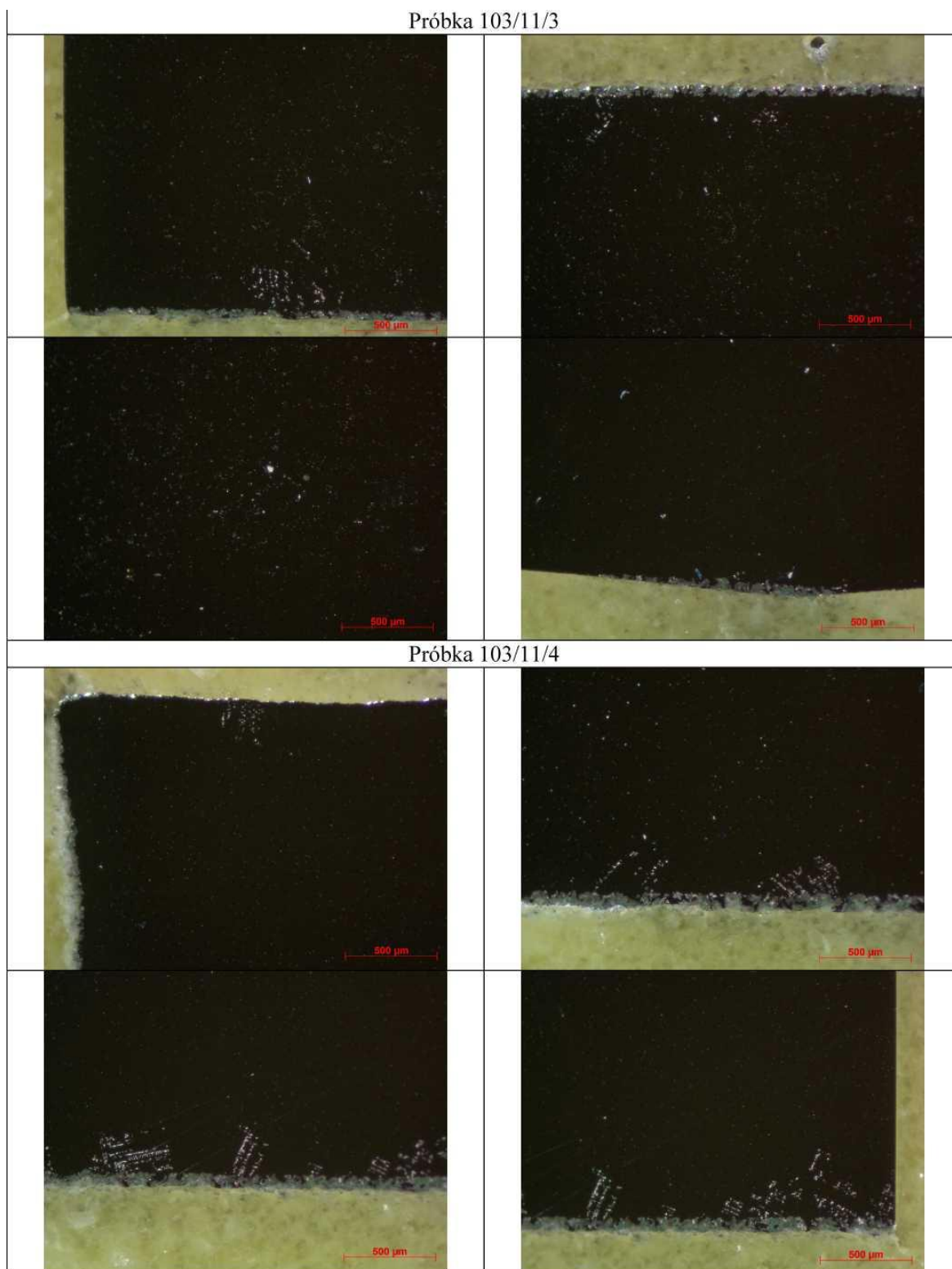
Wyniki obserwacji próbek nietrawionych i trawionych przy pomocy mikroskopu Stemi2000C i mikroskopu Eclipse L150 przedstawiono w tabeli 14.

Tabela 14. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Stemi2000C



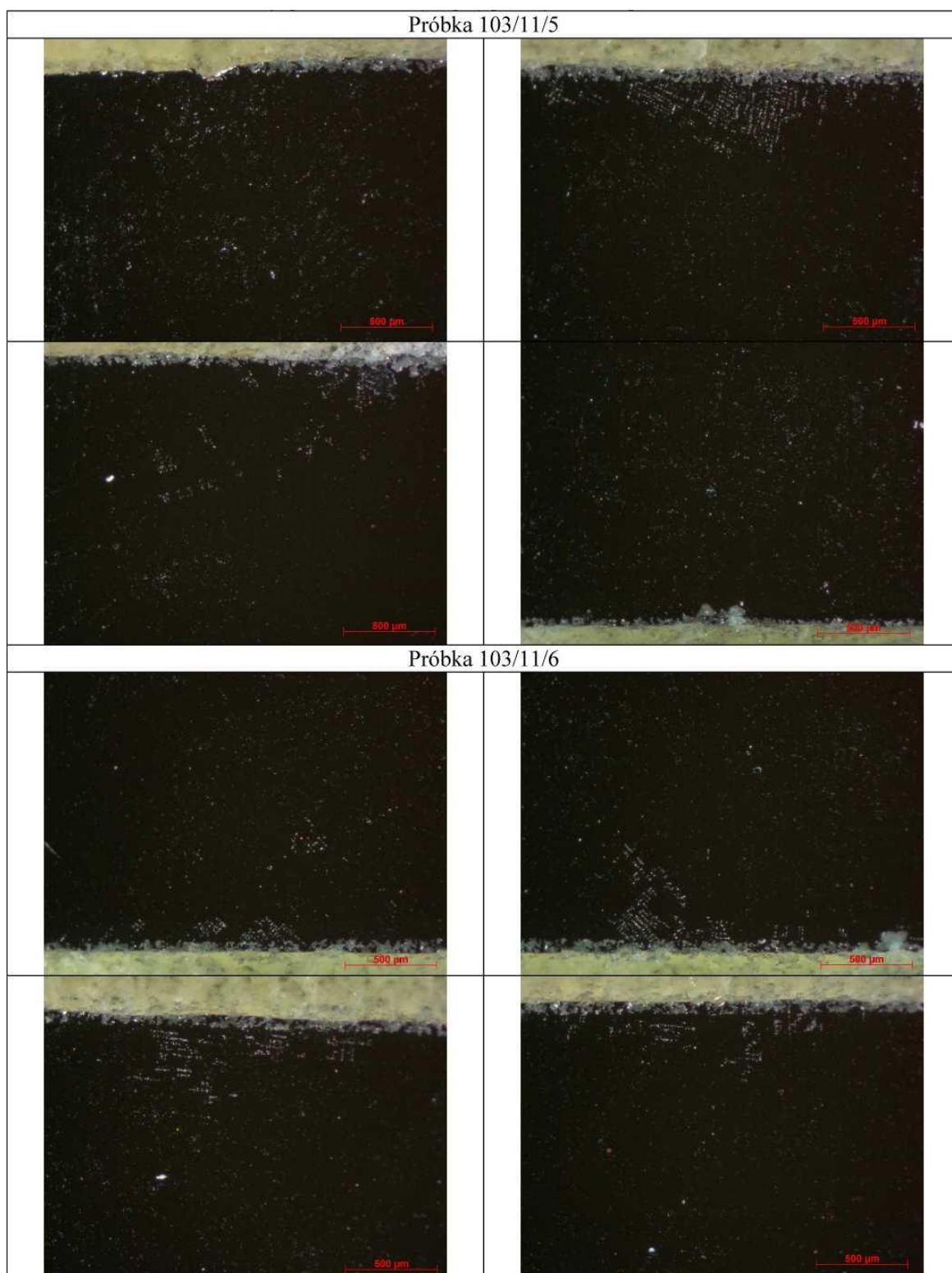
Cd. Tab. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Stemi2000C

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego



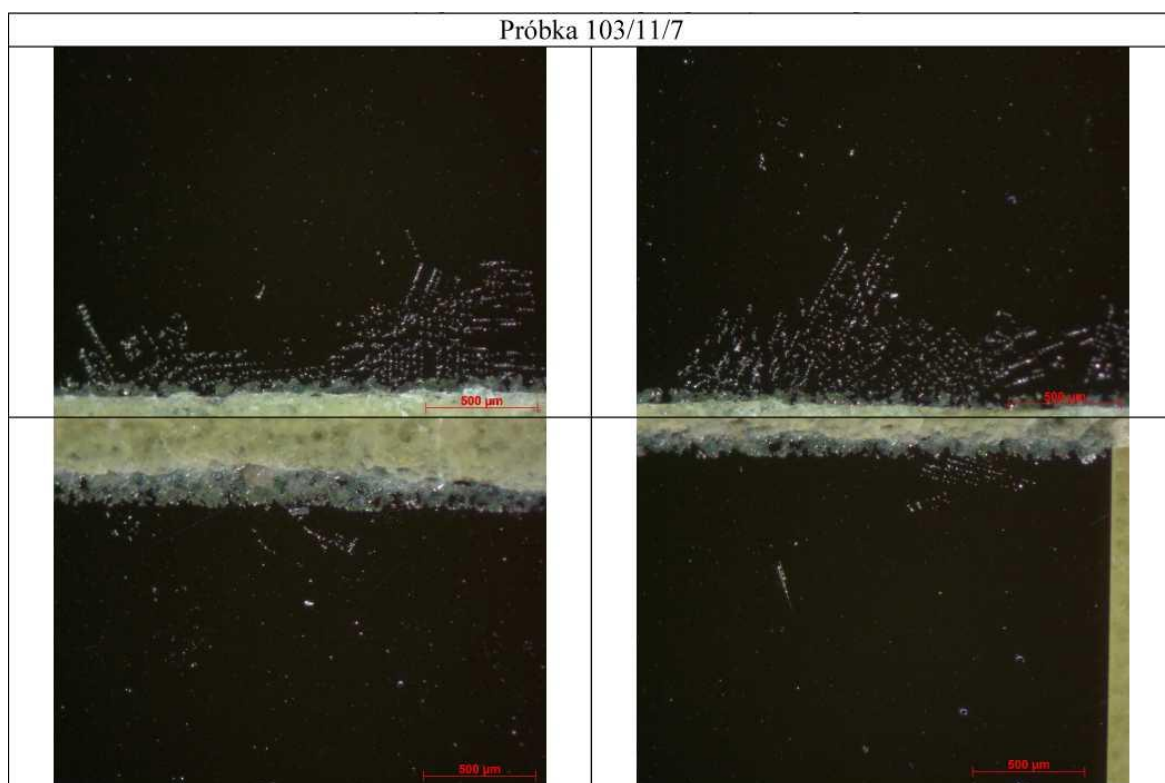
Cd. Tab. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Stemi2000C

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

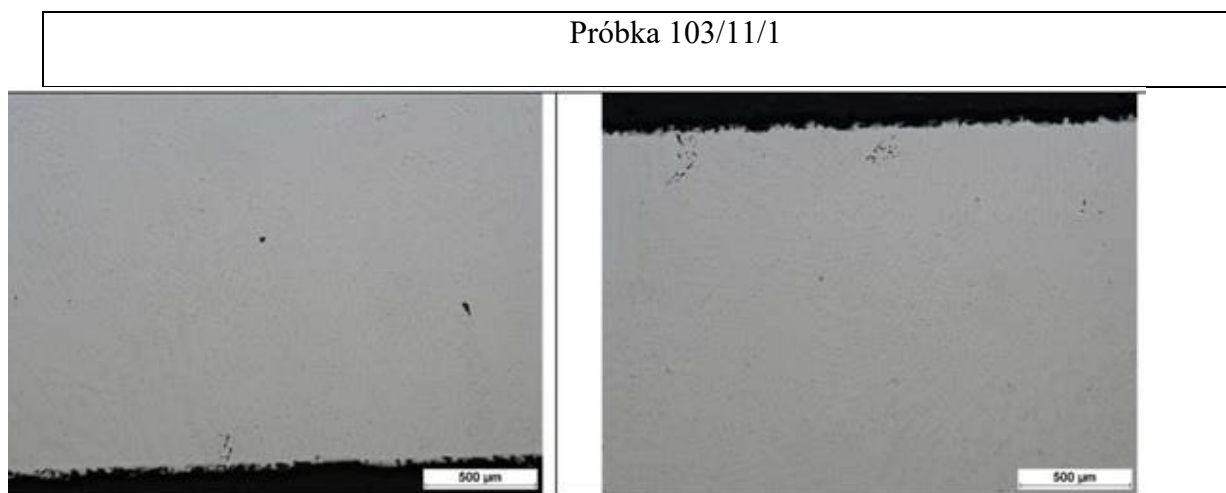


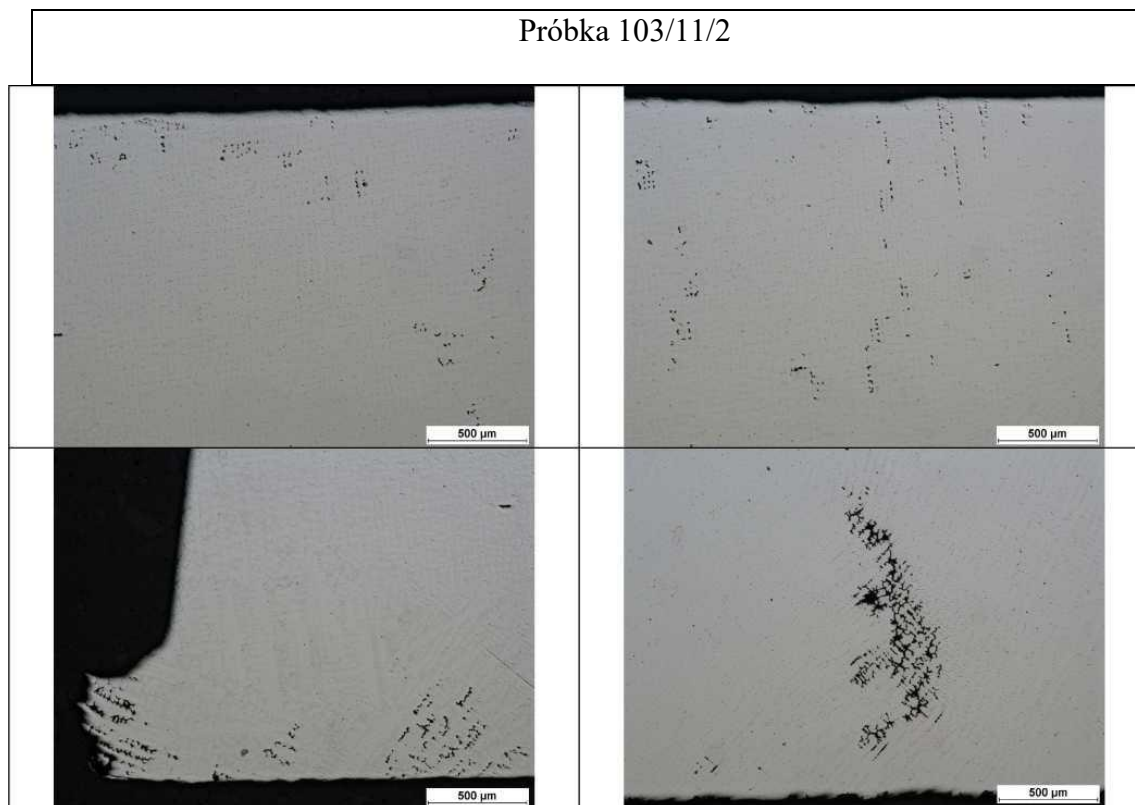
Cd. Tab. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Stemi2000C

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

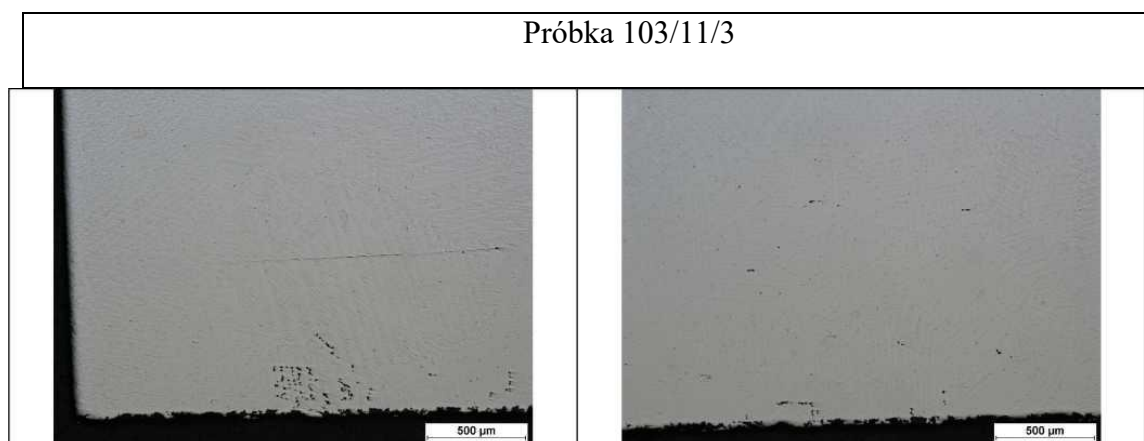


Cd. Tab. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Eclipse L150



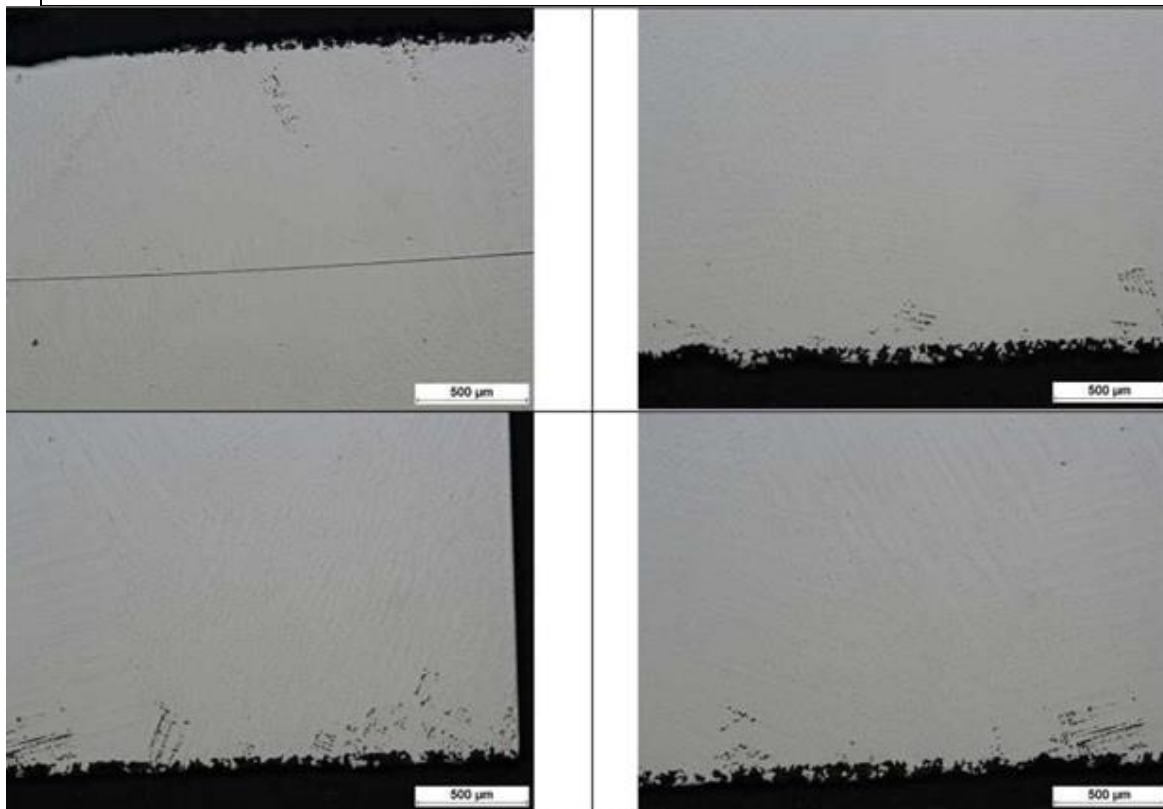


Cd. Tab. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Eclipse L150



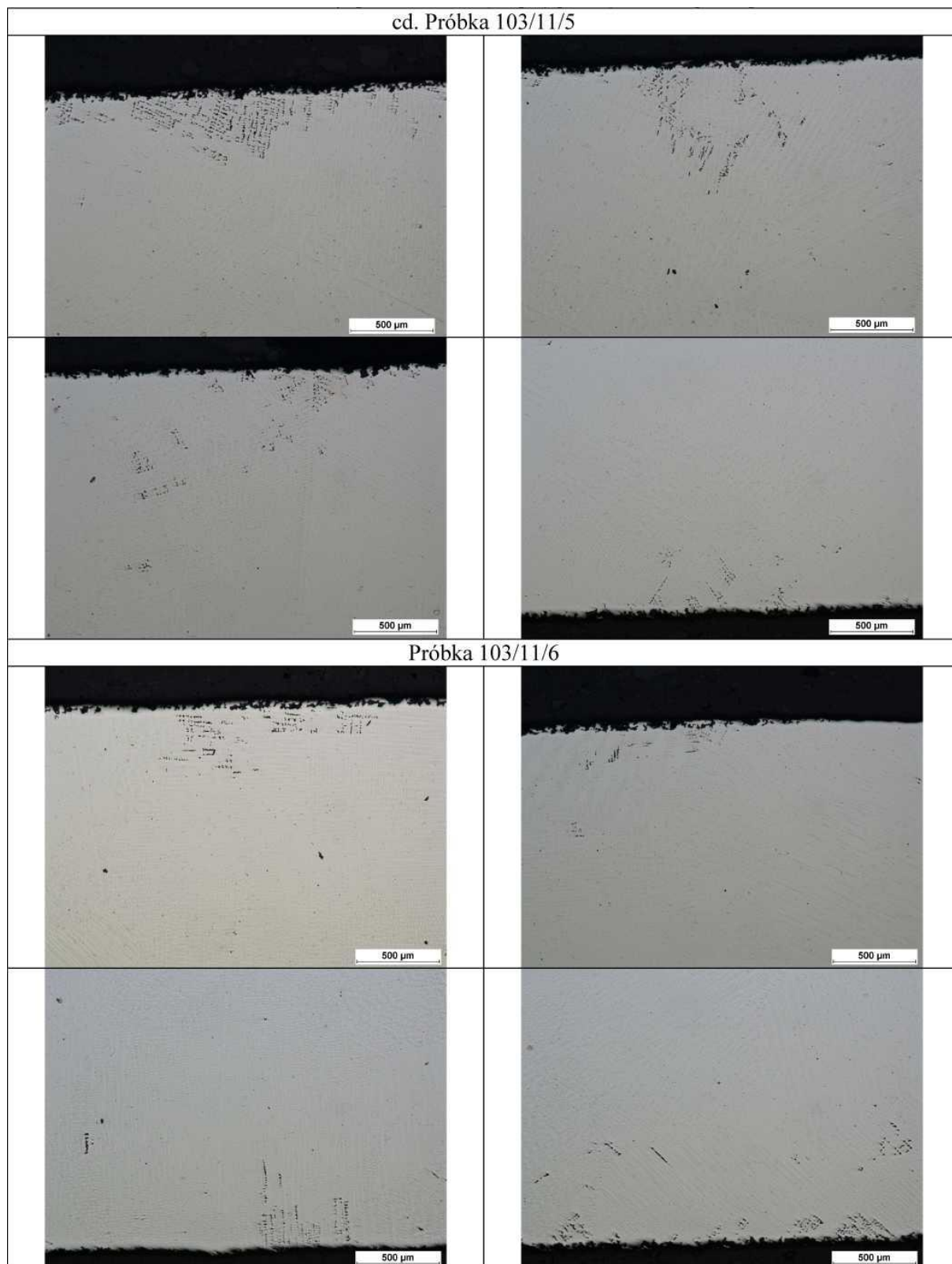
Cd. Tab. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Eclipse L150

Próbka 103/11/4

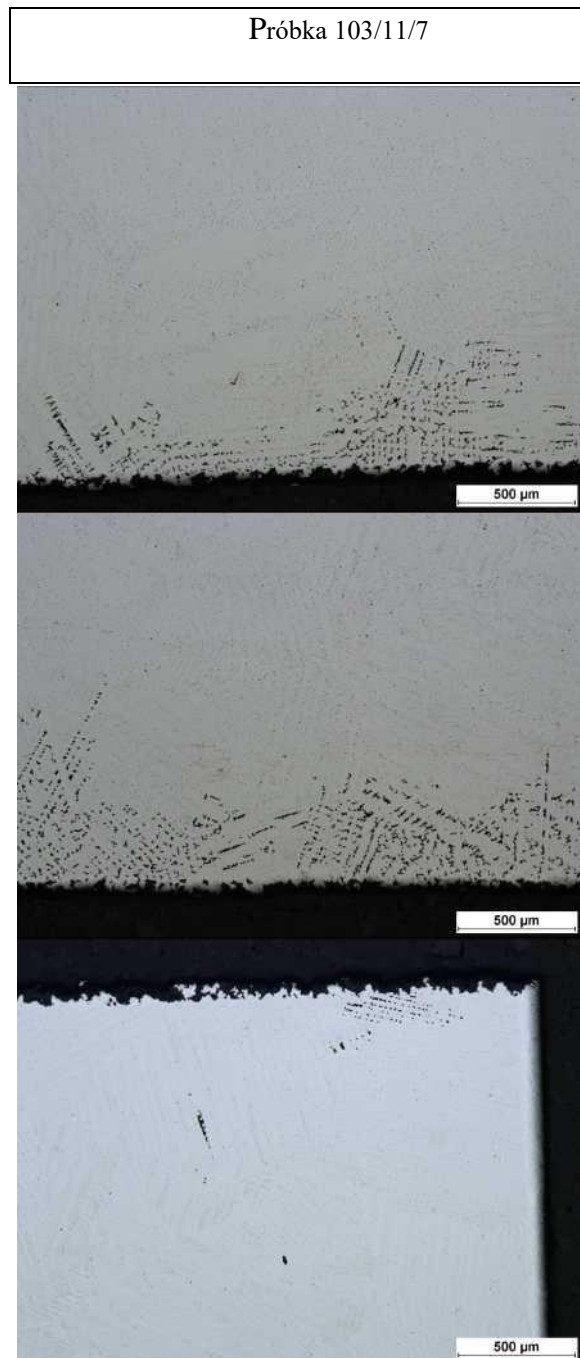


Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

Cd. Tab. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Eclipse L150



Cd. Tab. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Eclipse L150



4.3. Wyniki pomiaru procentowego udziału porów w strukturze metalu

Wyniki badań przedstawia tabela 15, na której zaznaczono ilość wykonanych pomiarów, średnie, minimalne i maksymalne wartości występowania porów w badanych przetapianych stopach oraz odchylenie standardowe. Natomiast w tabeli 16, oraz wykresie na ryc. 41, zaznaczono średnie, wartości oraz odchylenie standardowe występowania porów w przetapianych stopach. Na rycinach 42-48 zamieszczono zdjęcia z obserwacji i pomiaru udziału porów w strukturze

Podczas obserwacji pustych przestrzeni w przetapianych stopach stwierdzono, że najwyższa średnia porowatość w obszarze badanych dotyczy stopu mieszanego składającego się z 1/2 nowego i 1/2 przetopionego stopu. Średnia wartość porowatości dla tego stopu wynosiła 0,55%. Zbliżoną porowatością 0,40% wykazał się również stop dwukrotnie przetopiony. Pozostałe stopy osiągnęły średnie wartości poniżej 0,20%. Najniższą średnią porowatość zaobserwowano dla stopu trzykrotnie 0,08 % i jednokrotnie przetopionego 0,11%.

Tab.15. Średnie, minimalne, maksymalne porowatości dla badanych rodzajów stopów

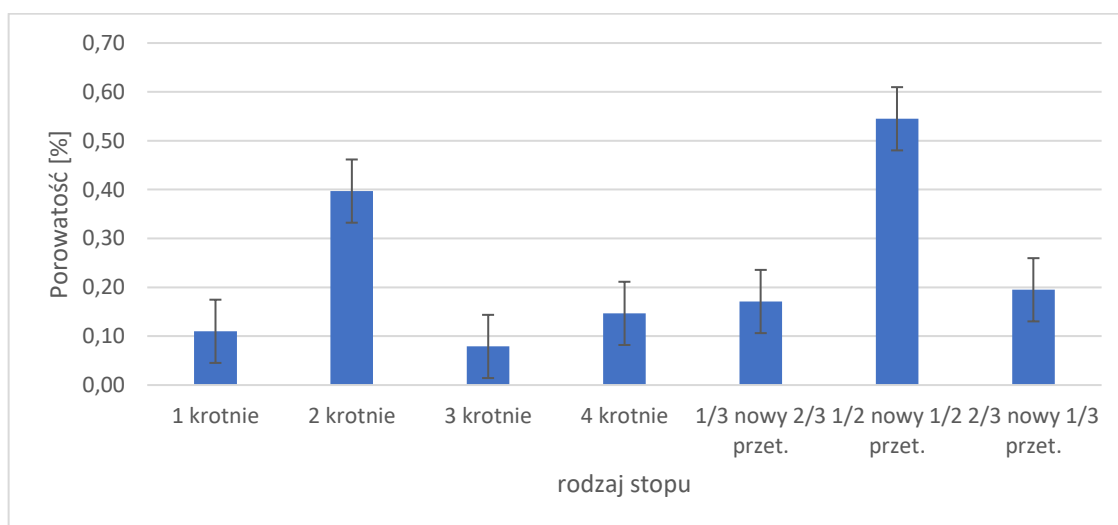
Porowatość	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe
1 krotnie 103/11/1	6	0,11	0,08	0,15	0,03
2 krotnie 103/11/2	10	0,40	0,09	1,78	0,50
3 krotnie 103/11/3	10	0,08	0,02	0,21	0,06
4 krotnie 103/11/4	10	0,15	0,01	0,53	0,16
1/3 nowy 2/3 przetopiony. 103/11/5	10	0,17	0,06	0,47	0,13
1/2 nowy 1/2 przetopiony. 103/11/6	10	0,55	0,07	1,65	0,63

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

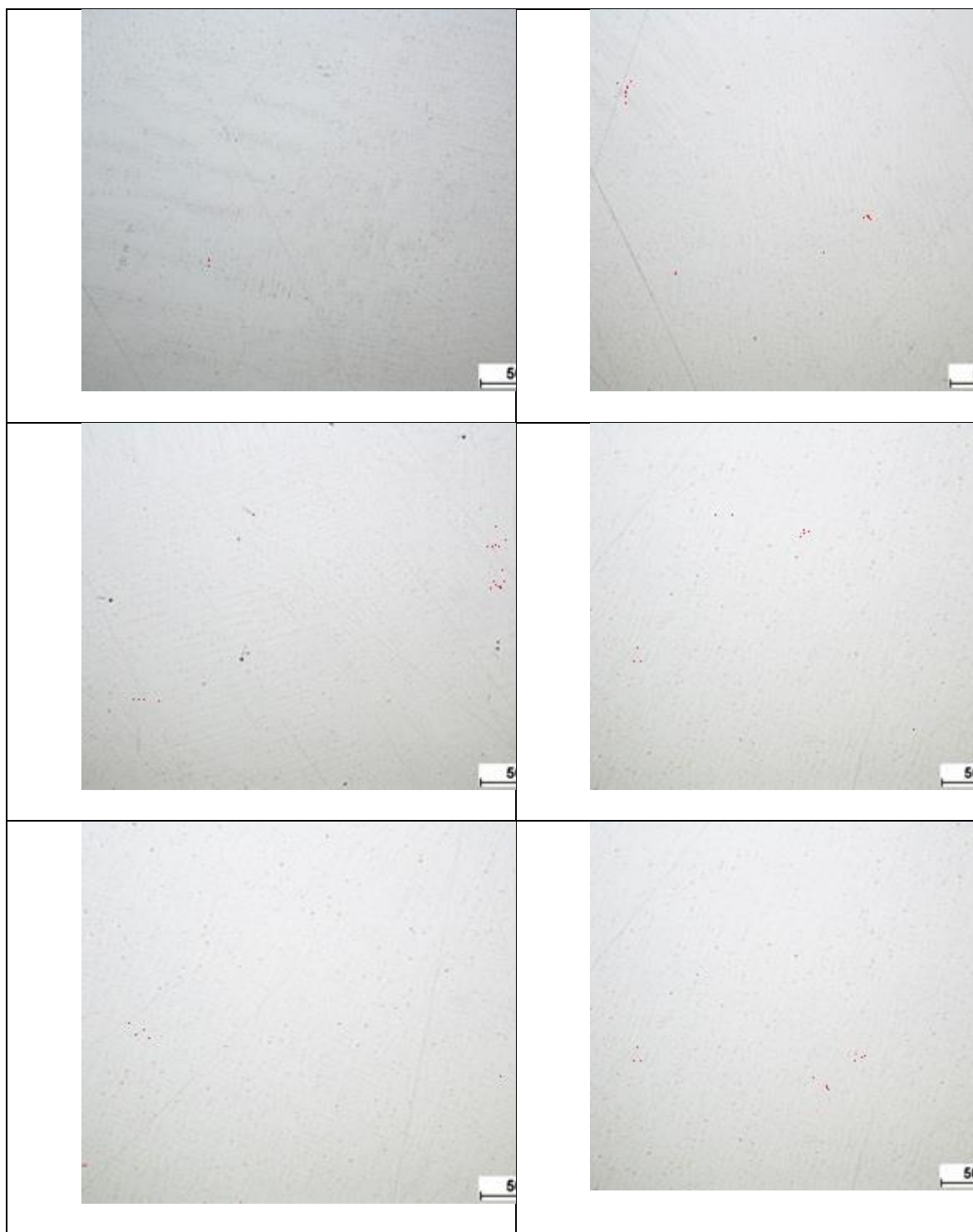
2/3 nowy przetopiony. 103/11/7	10	0,20	0,07	0,45	0,12
---	-----------	-------------	-------------	-------------	-------------

Tab.16. Średnie wartości porowatości dla rodzajów stopów

Rodzaj stopu	Średnia porowatość	Odchylenie standardowe
1 krotnie. 103/11/1	0,11	0,03
2 krotnie. 103/11/2	0,40	0,50
3 krotnie. 103/11/3	0,08	0,06
4 krotnie. 103/11/4	0,15	0,16
1/3 nowy 2/3 przetopiony. 103/11/5	0,17	0,13
1/2 nowy 1/2 przetopiony. 103/11/6	0,55	0,63
2/3 nowy 1/3 przetopiony. 103/11/7	0,20	0,12

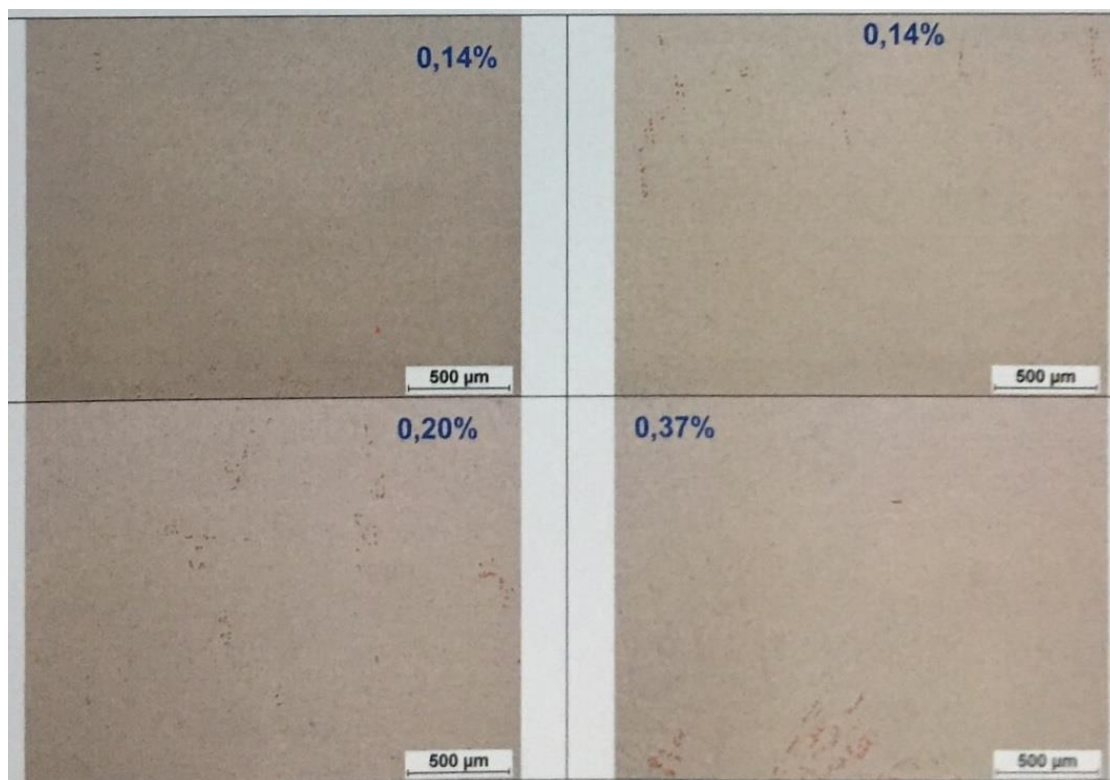


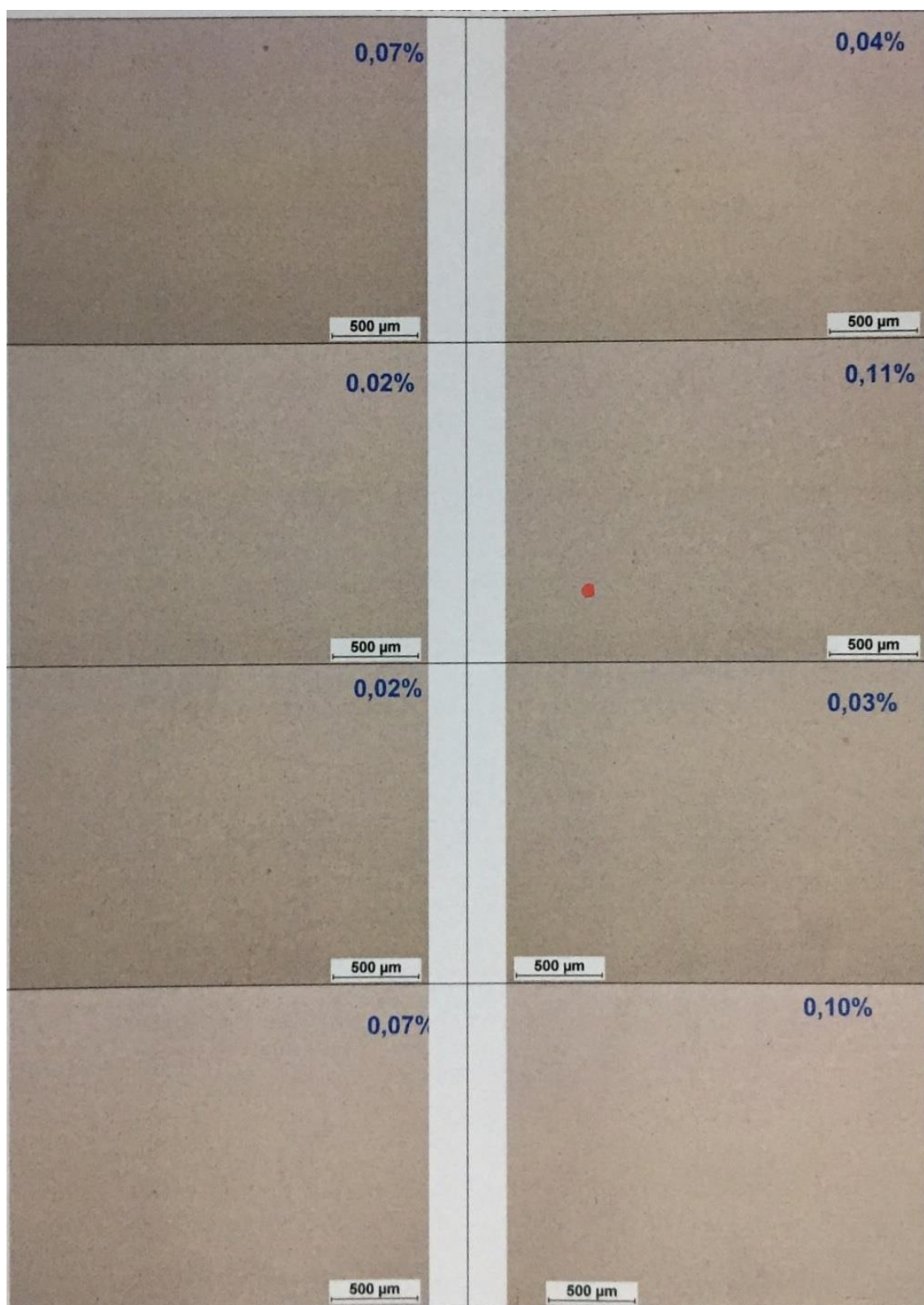
Ryc. 41. Średnie wartości porowatości dla badanych rodzajów stopów



Ryc. 42. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze w jednokrotnie przetopionym stopie (zbiory własne)

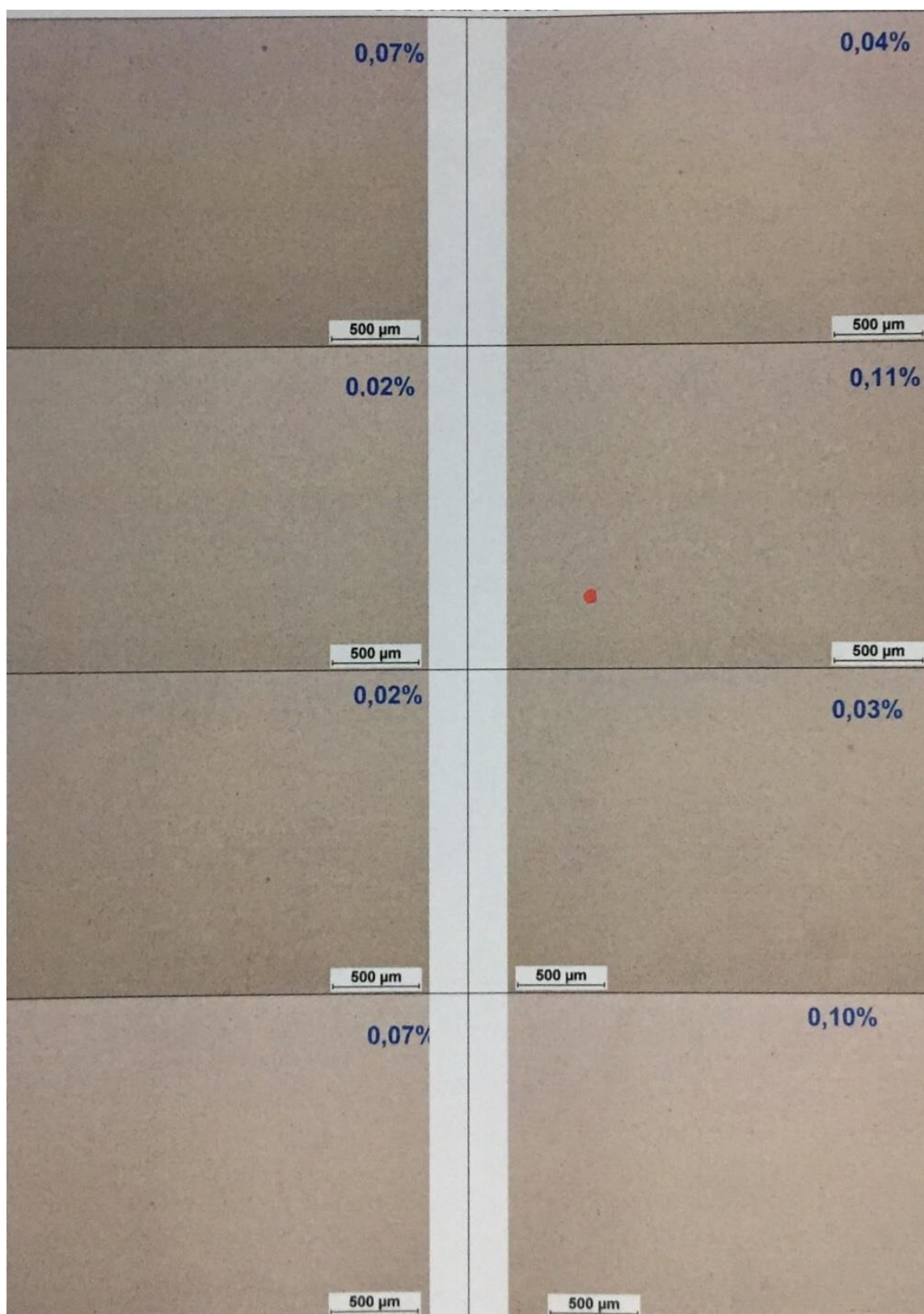
Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego



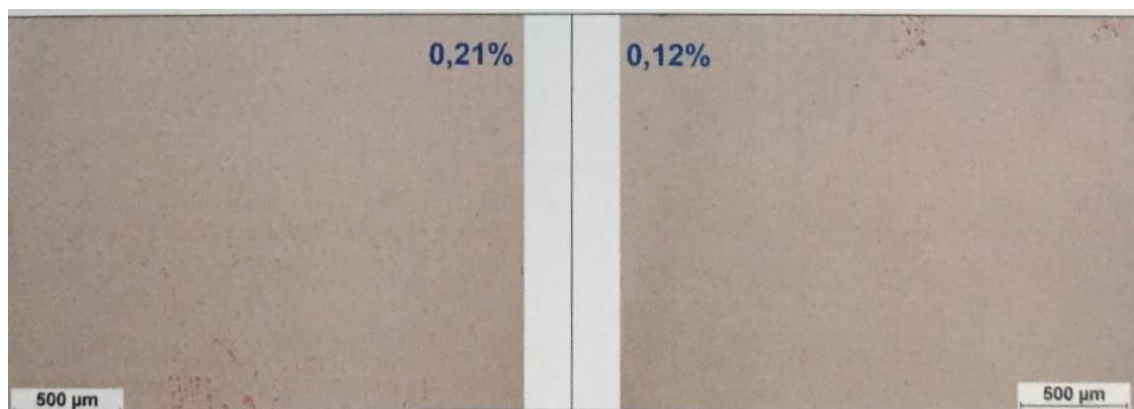


Ryc. 43. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze w dwukrotnie przetopionym stopie (zbiory własne)

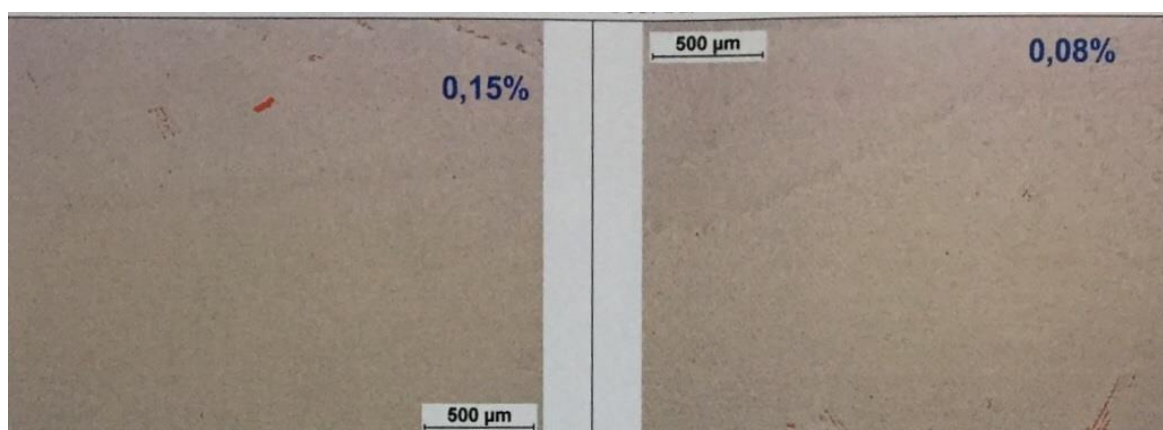
Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego



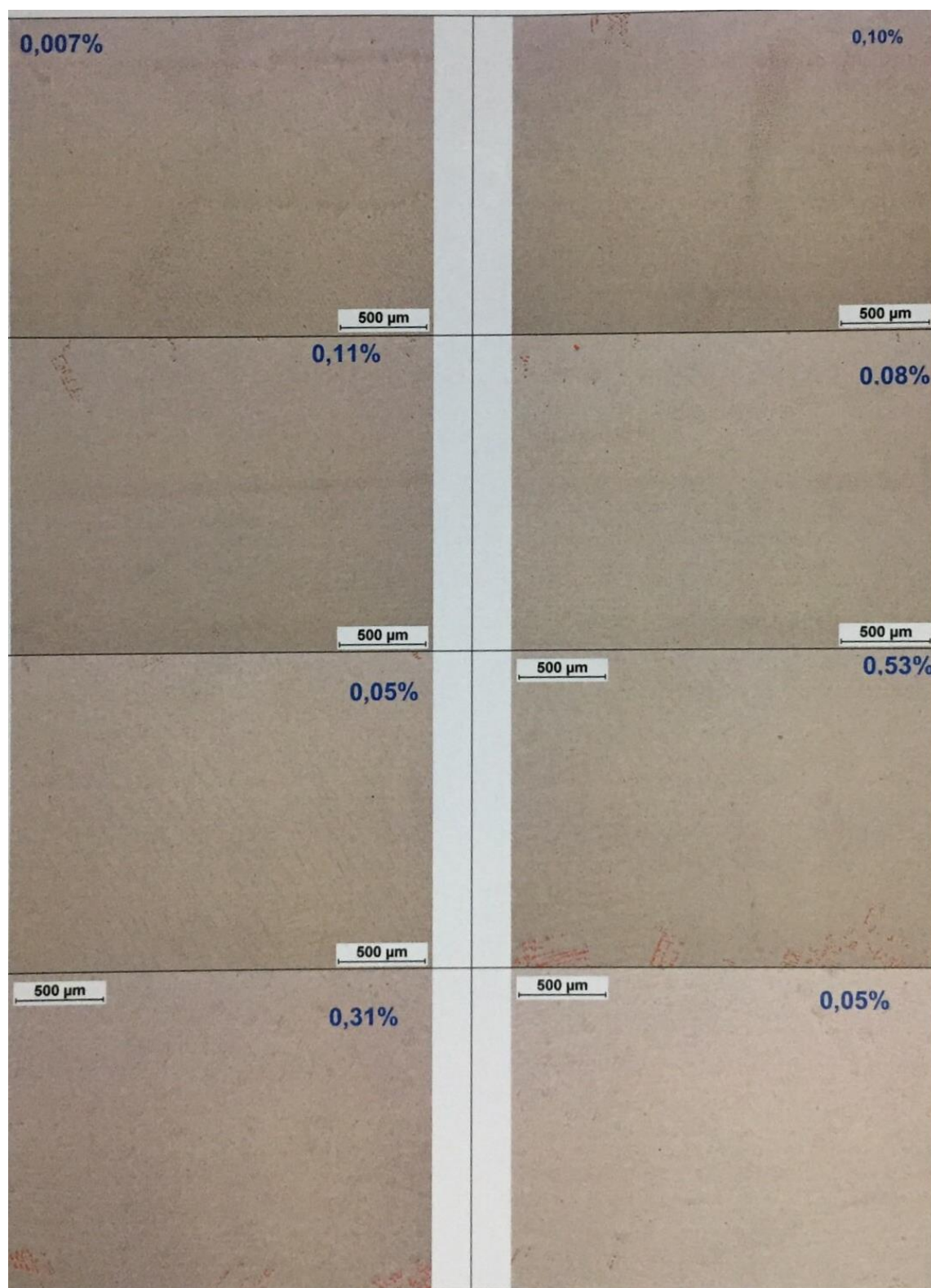
Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego



Ryc. 44. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze w trzykrotnie przetopionym stopie (zbiory własne)

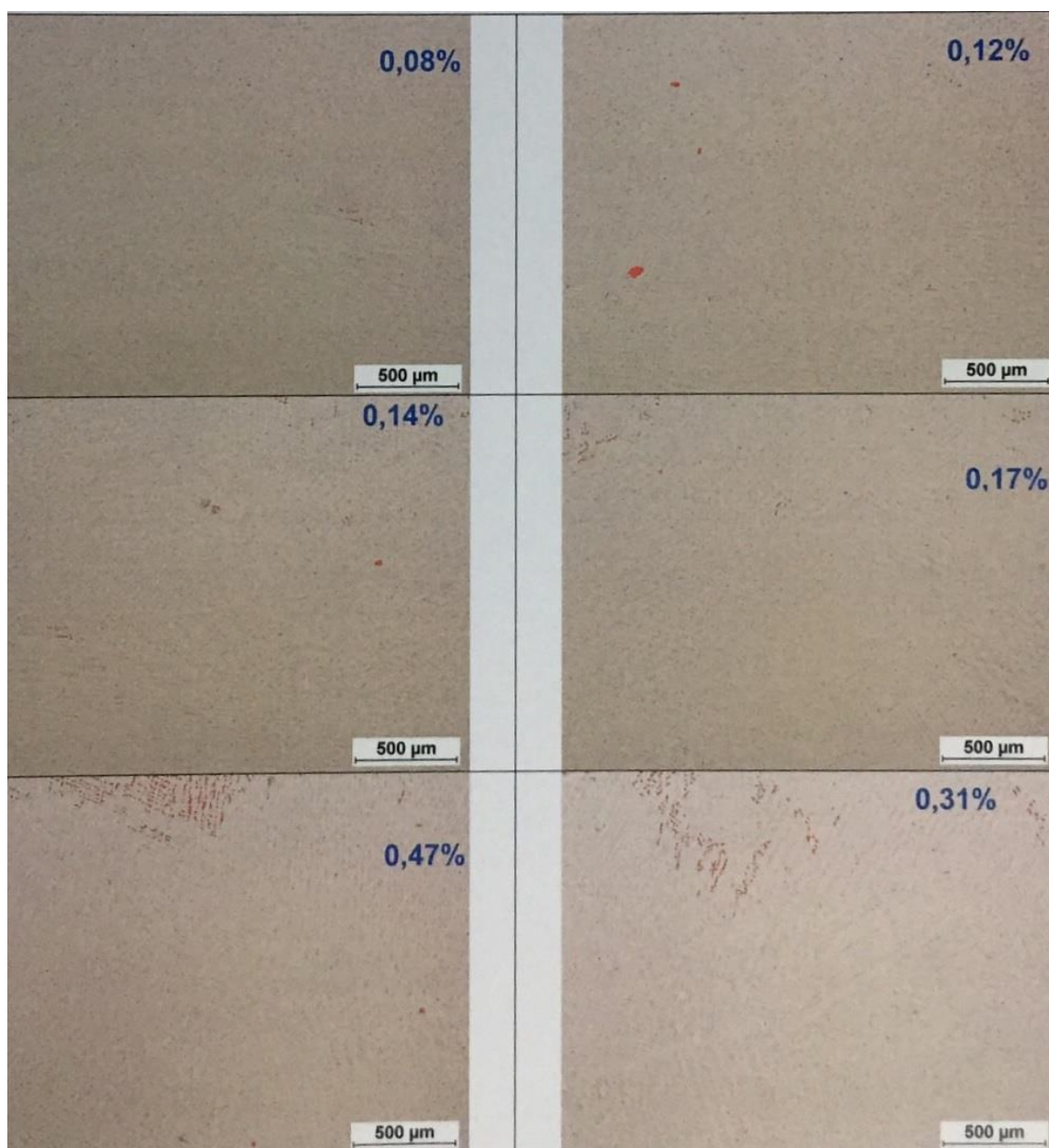


Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

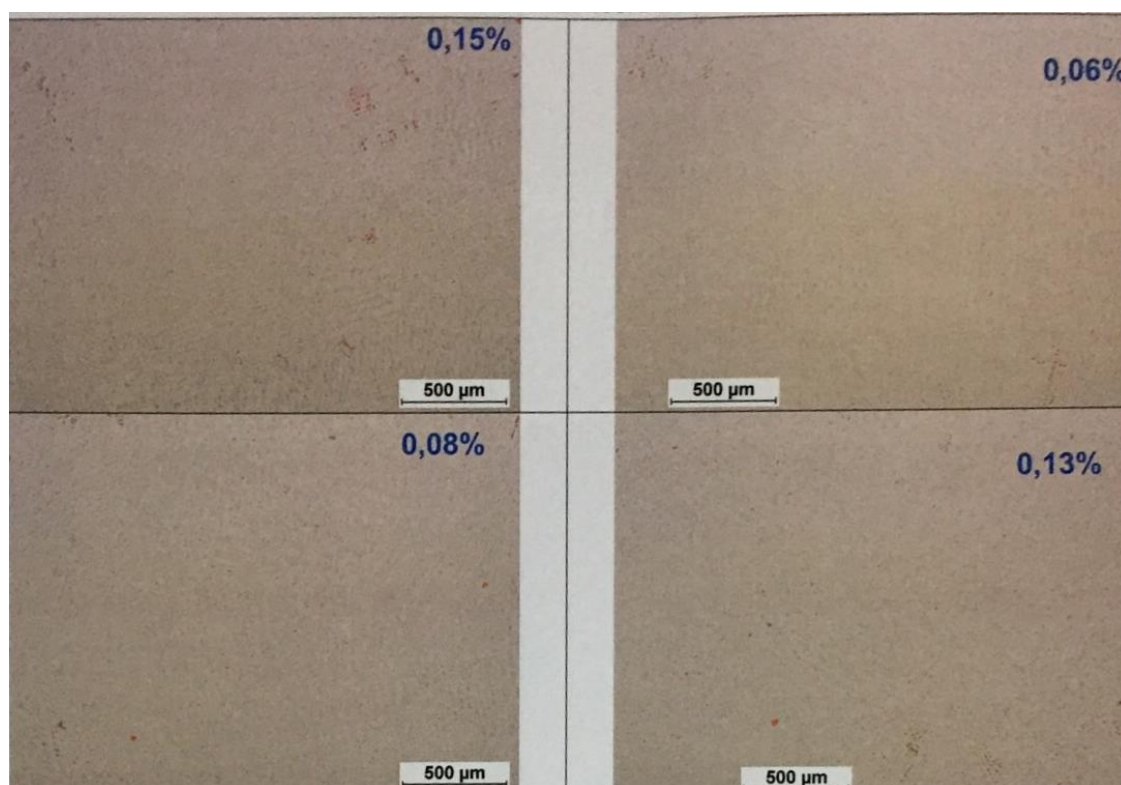


Ryc. 45. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze w czterokrotnie przetopionym stopie (zbiory własne)

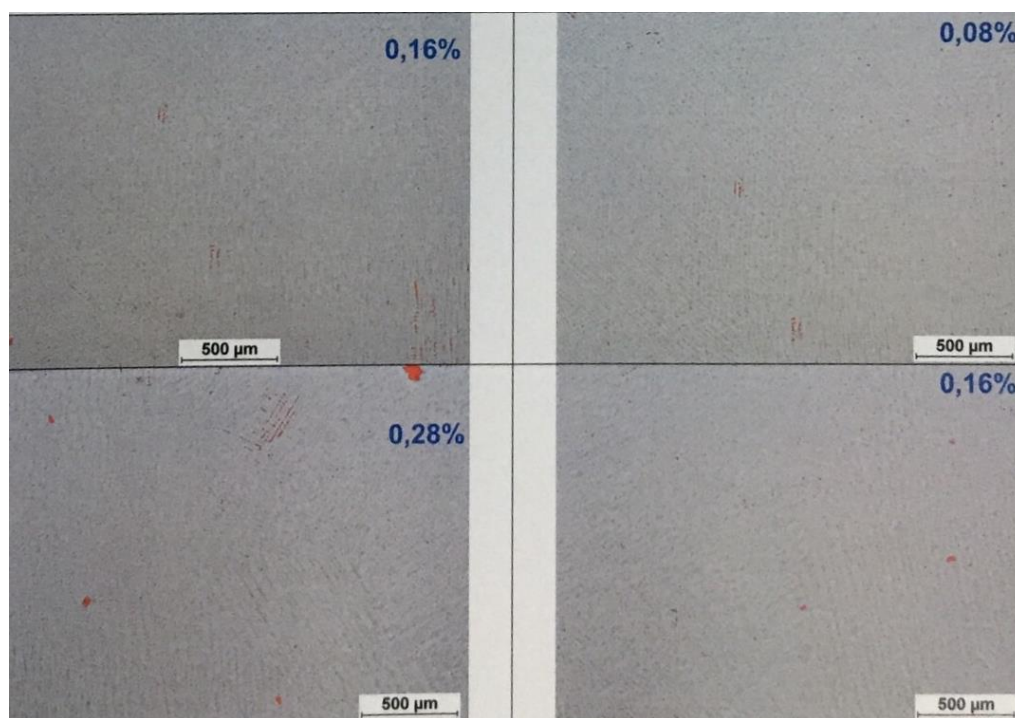
Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

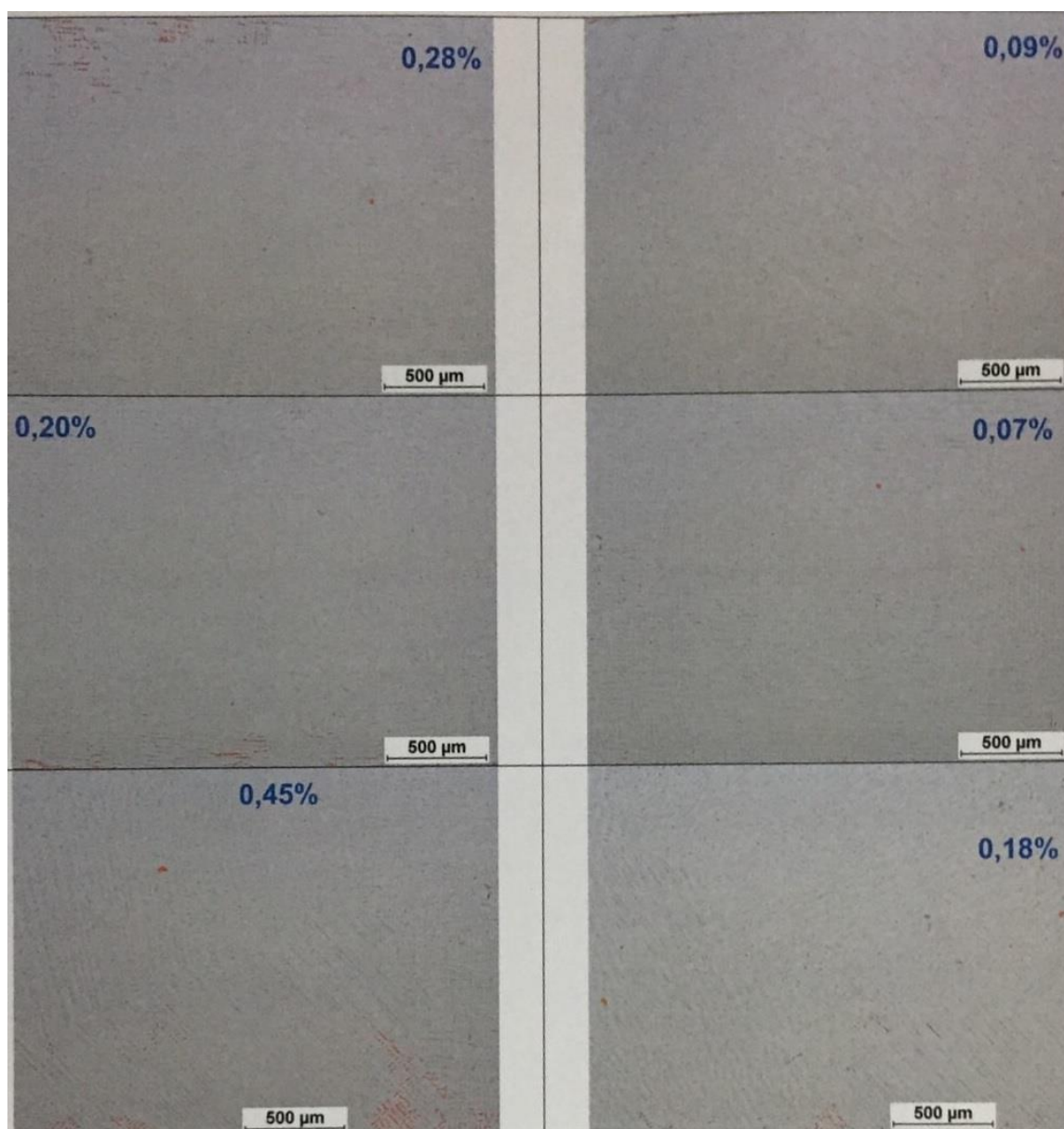


Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego



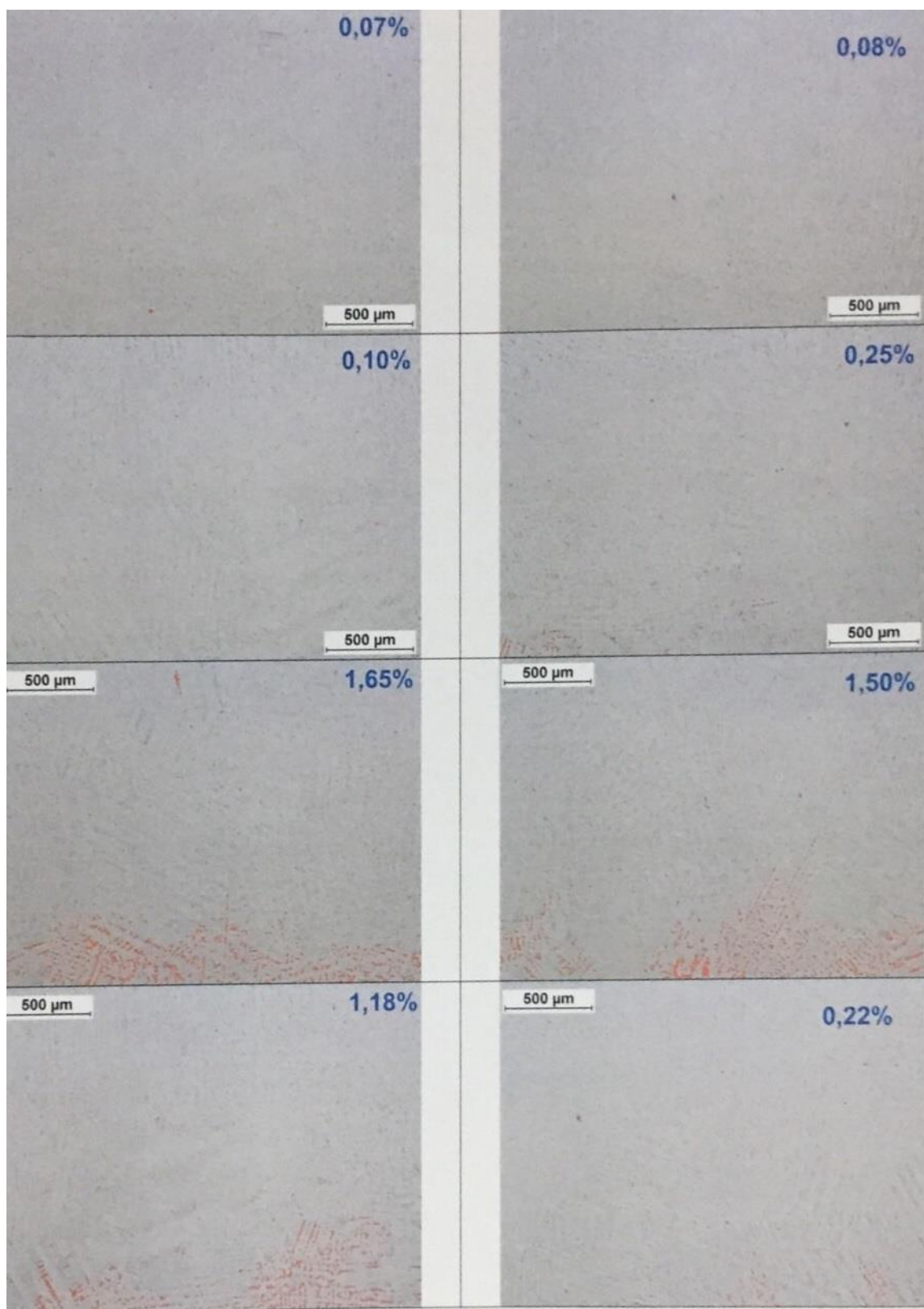
Ryc. 46. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze 1/3 nowego i 2/3 stopu przetopionego (zbiory własne)

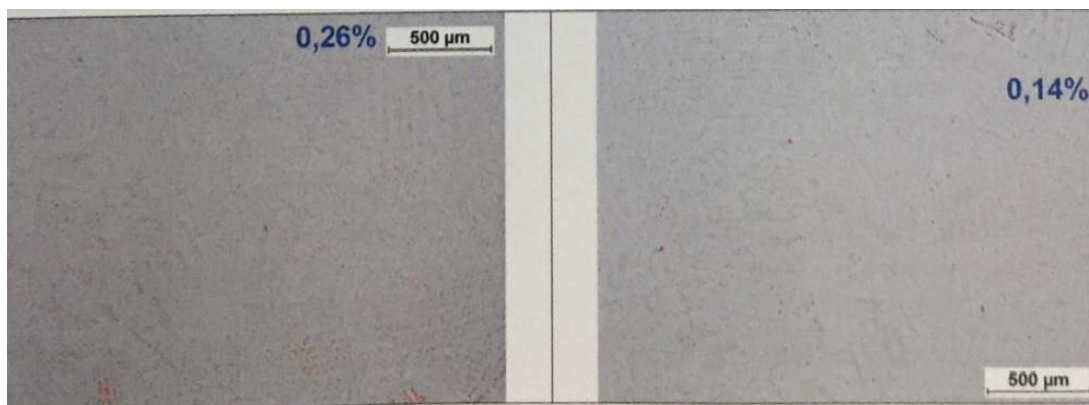




Ryc. 47. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze ½ nowego i ½ stopu przetopionego (zbiory własne)

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane właściwości mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego





Ryc. 48. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze 2/3 nowego i 1/3 stopu przetopionego (zbiory własne)

Test ANOVA Kruskala-Wallisa wykazał istotne statystycznie różnice między poszczególnymi stopami $p=0,005$ dla porowatości. Ponadto wielokrotne porównania wykazały różnicę pomiędzy: stopem jednokrotnie topionym, a stopem trzykrotnie topionym ($p=0,006$), a także różnice pomiędzy stopem trzykrotnie topionym, a stopem $\frac{1}{2}$ nowy $\frac{1}{2}$ przetopionym ($p=0,04$). Pozostałe porównania nie wykazały różnic.

4.4. Wyniki mikroanalizy EDS, określenie składu chemicznego

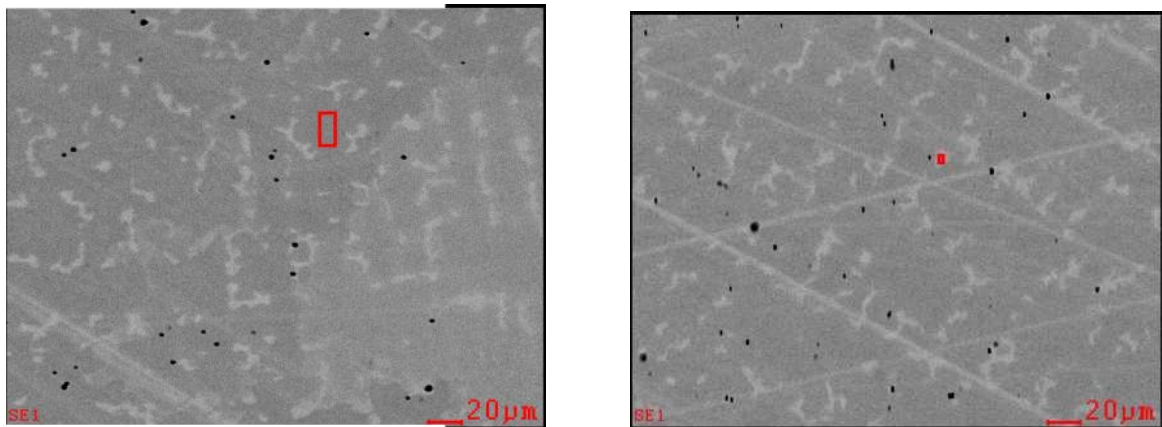
W tabeli 17 przedstawiono: ilość pomiarów, wartości średnie, minimalne, maksymalne procentowe zawartości pierwiastków chemicznych w badanych stopach oraz odchylenie standardowe. Na rycinach 49-51 przedstawiono zdjęcia przykładowych pomiarów składu chemicznego. Na rycinach 52-55 zamieszczono wykresy średnich wartości występowania badanych pierwiastków w rodzajach przetapianych stopów.

Analiza składu chemicznego wykazała, że we wszystkich przetapianych stopach zawartość kobaltu występuje na poziomie około 64% oraz chromu 28% jako głównych składników stopu, jak również dodatków stopowych: molibdenu około 5% i krzemu 1%. Zachodzące zmiany w składzie chemicznym przetapianych stopów mieszczą się dla wszystkich

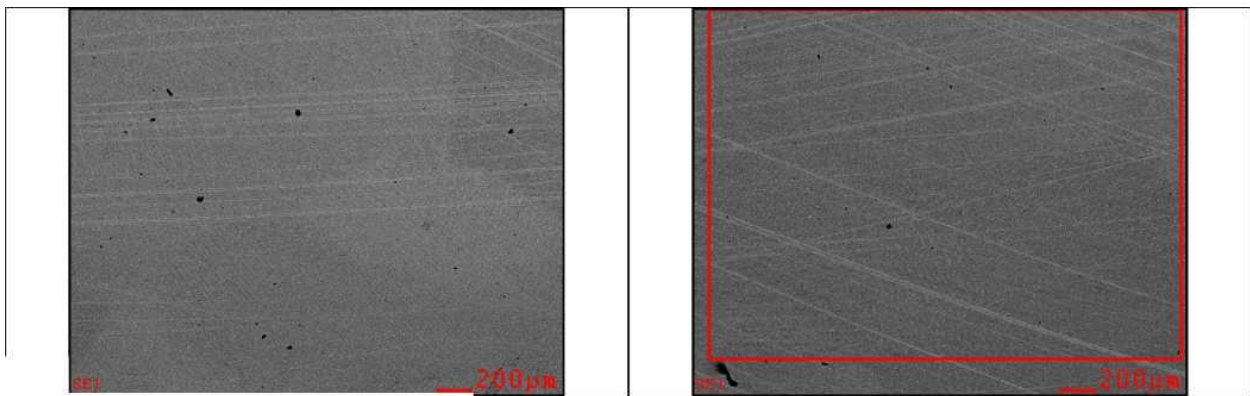
składników chemicznych w średniej granicy 1% dlatego można, stwierdzić, że nie uległ on zmianom i jest zgodny z składem, który podaje producent.

Tab. 17. Wartości średnie, minimalne, maksymalne procentowe zawartości pierwiastków chemicznych w badanych stopach oraz odchylenia standardowe

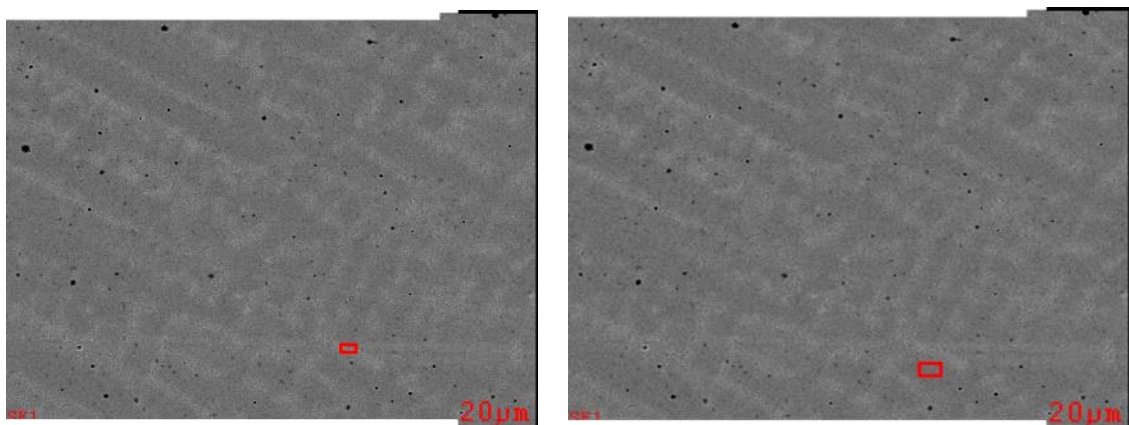
1 krotnie	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
SiK	6	0,92	0,81	0,99	0,06
MoL	6	5,05	4,40	5,97	0,67
CrK	6	28,82	27,51	29,46	0,74
CoK	6	64,92	63,69	67,17	1,41
2 krotnie	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
SiK	6	0,95	0,89	1,01	0,04
MoL	6	5,77	4,86	6,34	0,54
CrK	6	29,67	28,53	30,33	0,64
CoK	6	63,20	62,51	63,74	0,44
3 krotnie	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
SiK	6	0,95	0,87	1,09	0,08
MoL	6	5,81	5,39	6,06	0,25
CrK	6	28,72	26,87	29,60	1,03
CoK	6	63,73	63,55	63,92	0,14
4 krotnie	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
SiK	6	0,83	0,79	0,86	0,02
MoL	6	4,88	3,87	5,96	0,94
CrK	6	28,59	27,06	29,82	1,17
CoK	6	65,69	63,41	68,13	1,99
1/3 nowy 2/3 przet.	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
SiK	6	0,88	0,77	0,95	0,07
MoL	6	5,41	3,90	6,30	1,00
CrK	6	28,54	26,99	29,68	1,04
CoK	6	65,54	63,13	68,34	2,26
1/2 nowy 1/2 przet.	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
SiK	6	0,85	0,75	0,96	0,08
MoL	6	5,42	4,38	6,12	0,83
CrK	6	28,92	27,68	30,14	1,01
CoK	6	65,15	62,77	67,19	1,89
2/3 nowy 1/3 przet.	N	Średnia	Minimum	Maksimum	Odch.std
SiK	6	0,93	0,83	1,00	0,06
MoL	6	5,41	4,20	6,37	0,82
CrK	6	28,81	27,68	29,87	0,90
CoK	6	64,95	62,93	67,29	1,77



Ryc. 49. Pomiar składu chemicznego dla stopu jednokrotnie topionego (zbiory własne)



Ryc. 50. Pomiar składu chemicznego dla stopu czterokrotnie przetopionego (zbiory własne)



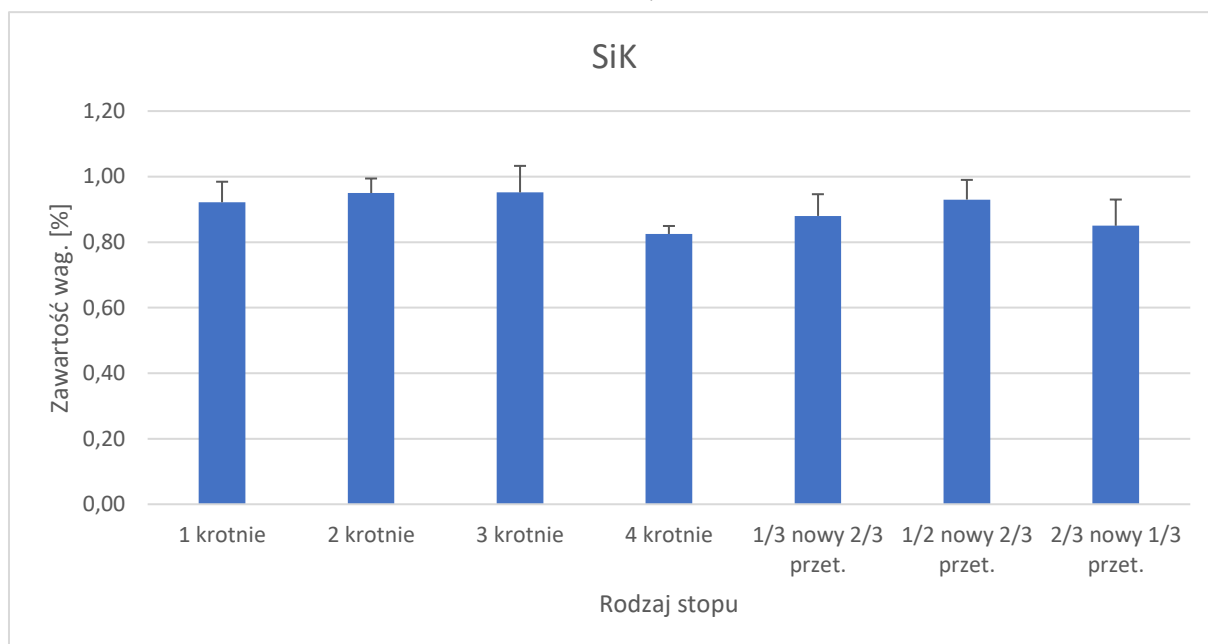
Ryc. 51. Pomiar składu chemicznego dla stopu mieszanego 1/2 nowego 1/2 stopu przetopionego (zbiory własne)

W tabelach od 18 do 21 przedstawiono średnie zawartości pierwiastków chemicznych i odchylenia standardowe po analizie składu chemicznego.

Tab. 18. Średnia zawartość krzemu w przetopionych stopach

Rodzaj stopu	Średnia Zawartość Si	Odchylenie standardowe
1 krotnie przetopiony 103/11/1	0,92	0,06
2 krotnie przetopiony 103/11/2	0,95	0,04
3 krotnie przetopiony 103/11/3	0,95	0,08
4 krotnie przetopiony 103/11/4	0,83	0,02
1/3 nowy 2/3 przetopiony 103/11/5	0,88	0,07
1/2 nowy 2/3 przetopiony 103/11/6	0,93	0,06
2/3 nowy 1/3 przetopiony 103/11/7	0,85	0,08

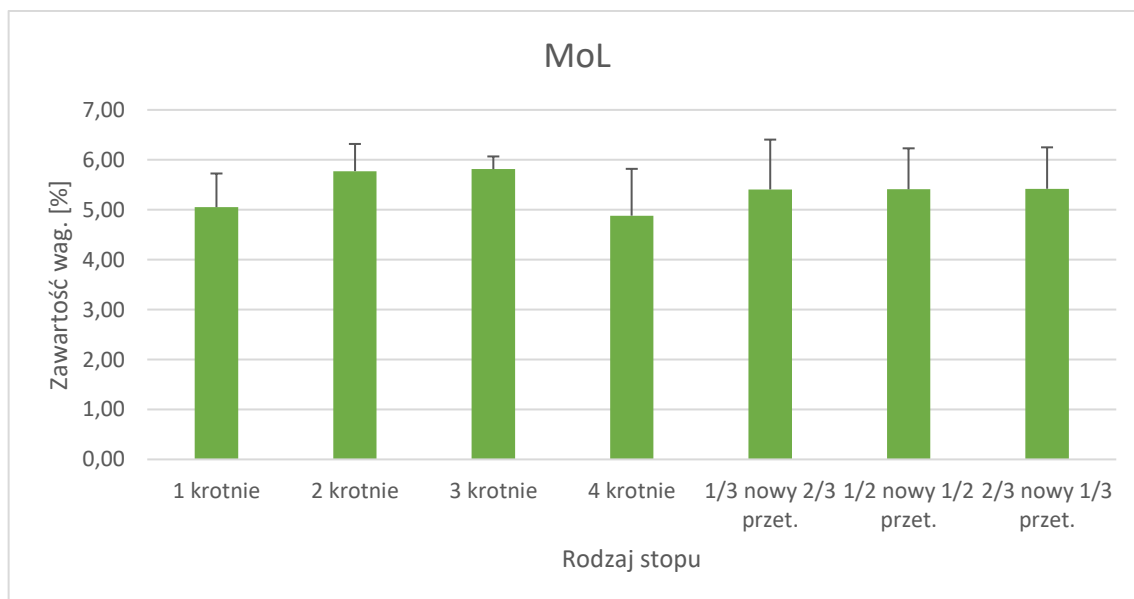
Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego



Ryc. 52. Wykres średnich wartości występowania krzemu w stopach

Tab. 19. Średnia zawartość molibdenu w przetapianych stopach

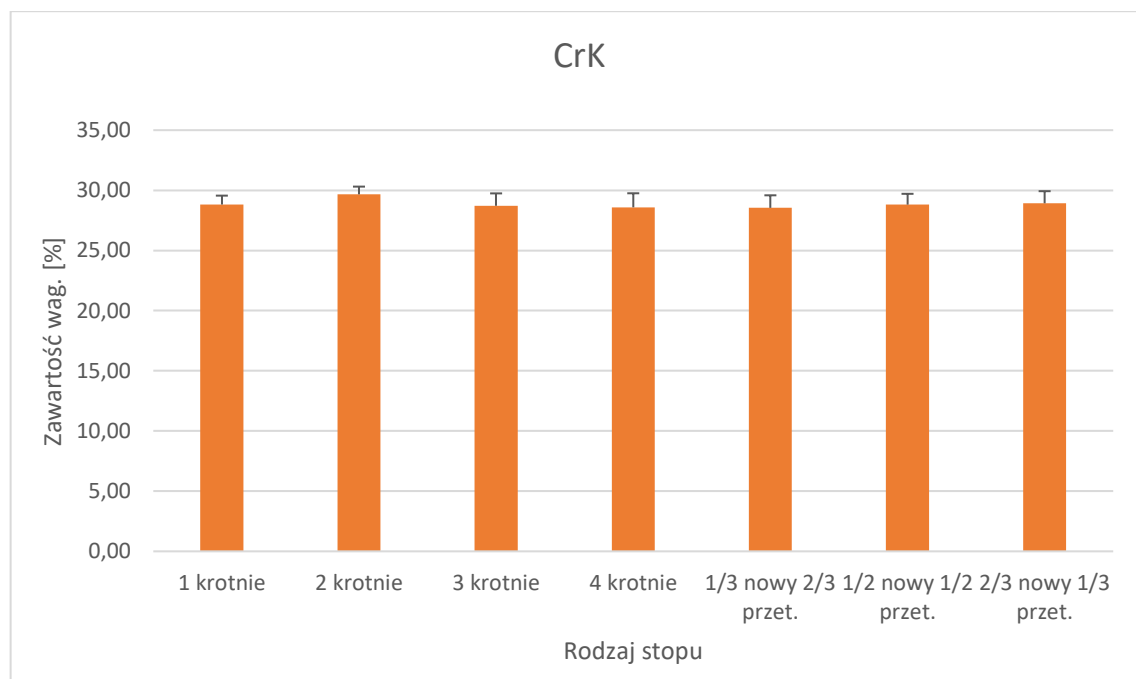
Rodzaj stopu	Średnia zawartość Mo	Odchylenie standardowe
1 krotnie przetopiony	5,05	0,67
2 krotnie przetopiony	5,77	0,54
3 krotnie przetopiony	5,81	0,25
4 krotnie przetopiony	4,88	0,94
1/3 nowy 2/3 przetopiony	5,41	1,00
1/2 nowy 1/2 przetopiony	5,41	0,82
2/3 nowy 1/3 przetopiony	5,42	0,83



Ryc. 53. Wykres średnich wartości występowania molibdenu w stopach

Tab. 20. Średnia zawartość chromu w przetopionych stopach

Rodzaj stopu	Średnia zawartość CRk	Odchylenie standardowe
1 krotnie	28,82	0,74
2 krotnie	29,67	0,64
3 krotnie	28,72	1,03
4 krotnie	28,59	1,17
1/3 nowy 2/3 przetopiony	28,54	1,04
1/2 nowy 1/2 przetopiony	28,81	0,90
2/3 nowy 1/3 przetopiony	28,92	1,01

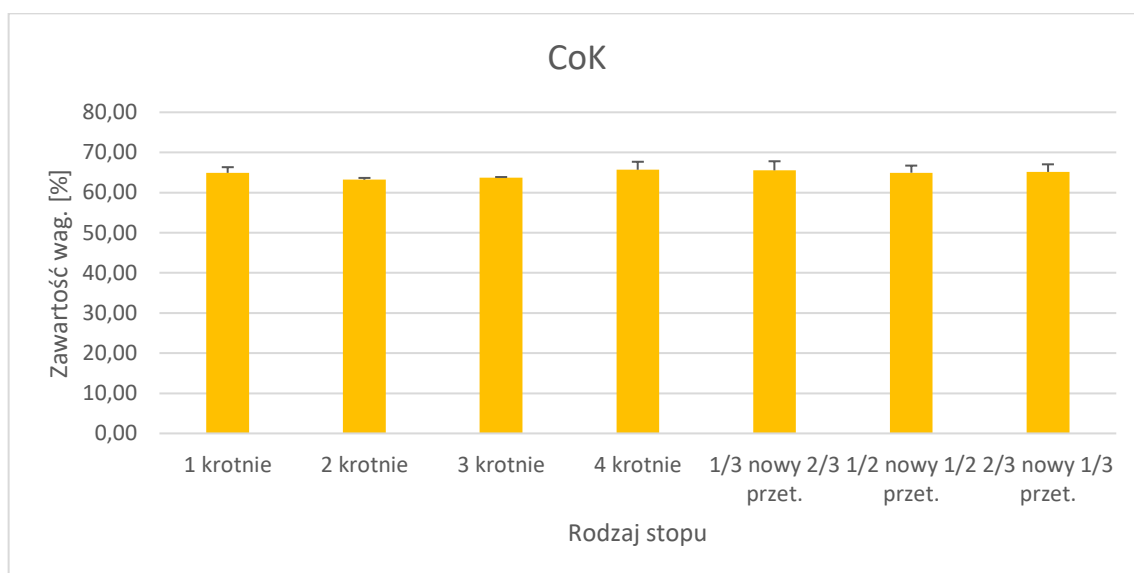


Ryc. 54. Wykres średnich wartości występowania chromu w stopach

Tab. 21. Średnia zawartość kobaltu w przetapianych stopach

Rodzaj stopu	Średnia zawartość CoK	Odchylenie standardowe
1 krotnie	64,92	1,41
2 krotnie	63,20	0,44
3 krotnie	63,73	0,14
4 krotnie	65,69	1,99

1/3 nowy 2/3 przetopiony	65,54	2,26
1/2 nowy 1/2 przetopiony	64,95	1,77
2/3 nowy 1/3 przetopiony	65,15	1,89



Ryc. 55. Wykres średnich wartości występowania kobaltu w stopach

Test ANOVA Kruskala-Wallisa nie wykazał istotnych różnic statystycznych pomiędzy ocenianymi stopami.

4.5. Wyniki pomiaru twardości HV

Wyniki badań zamieszczono w tabeli 22, w której przedstawiono kolejno: siłę obciążającą – N 4,903, czas działania obciążenia – s 15, temperatura badania – °C 25, numer próbki, długość przekątnej – 1 odcisku mm, długość przekątnej – 2 odcisku mm, średnią długość przekątnych odcisku mm, twardość HV 0,5, średnią twardość, odchylenie standardowe HV 0,5. W tabelach 23-25 przedstawiono ilość pomiarów, średnią, medianę, minimum i maksimum oraz odchylenie standardowe dla twardości według Vickersa. Natomiast graficzne obrazy uzyskanych wyników przedstawiają ryciny 47 i 48, które zawierają: wykresy średnich, minimalnych i maksymalnych wartości dla twardości według Vickersa.

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

Pomiar twardości według Vikersa wykazał, że stopy jednokrotnie i dwukrotnie topione uzyskały średnie wartości twardości podawanej przez producenta 360 HV, natomiast w pozostałych przypadkach średnia twardość wzrosła, zwłaszcza dla stopu mieszanego 1/3 nowego i 2/3 stopu przetopionego 408 HV, stopu 2/3 nowego i 1/3 przetopionego 400 HV. Warty odnotowania jest fakt, że stop mieszany 1/3 nowy i 2/3 przetopiony osiągnął maksymalną wartość 504 HV, co wyraźnie wskazuje na fakt, że twardość stopów mieszanych wzrasta.

Tab. 22. N 4,903 – siła obciążająca, s 15 – czas działania obciążenia, °C 25 – temperatura badania, numer próbki, długość przekątnej –1 odcisku mm, długość przekątnej – 2 odcisku mm, średnia długość przekątnych odcisku mm, twardość HV 0,5, średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5

N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25 temperatura badania,	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
103/11/1/1	0,0492	0,0470	0,0481	401	363/38
	0,0503	0,0488	0,0496	378	
	0,0512	0,0498	0,0505	363	
	0,0503	0,0496	0,0500	372	
	0,0500	0,0504	0,0502	368	
	0,0510	0,0488	0,0499	372	
	0,0502	0,0497	0,0500	372	
	0,0483	0,0494	0,0489	388	
	0,0519	0,0505	0,0512	354	
	0,0497	0,0490	0,0494	381	
	0,0517	0,0485	0,0501	369	
	0,0512	0,0492	0,0502	368	
	0,0508	0,0487	0,0498	375	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

	0,0511	0,0501	0,0506	362	
	0,0634	0,0640	0,0637	228	
	0,0526	0,0520	0,0523	339	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia,		°C 25 temperatura badania,	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
	0,0527	0,0548	0,0538	321	
	0,0531	0,0522	0,0527	334	
	0,0521	0,0521	0,0521	341	
	0,0548	0,0536	0,0542	316	
	0,0533	0,0533	0,0533	326	
	0,0503	0,0514	0,0509	358	
	0,0515	0,0518	0,0517	347	
103/11/1/2	0,0495	0,0485	0,0490	386	352/29
	0,0505	0,0500	0,0503	367	
	0,0522	0,0501	0,0512	354	
	0,0508	0,0503	0,0506	363	
	0,0510	0,0491	0,0501	370	
	0,0514	0,0497	0,0506	363	
	0,0506	0,0487	0,0497	376	
	0,0505	0,0508	0,0507	361	
	0,0463	0,0460	0,0462	435	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
103/11/2/1	0,0510	0,0504	0,0507	361	
	0,0510	0,0496	0,0503	366	
	0,0503	0,0495	0,0499	372	
	0,0496	0,0489	0,0493	382	
	0,0507	0,0500	0,0504	366	
	0,0497	0,0488	0,0493	382	
	0,0486	0,0502	0,0494	380	
	0,0523	0,0523	0,0523	339	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego
stopu chromowo-kobaltowego

	0,0505	0,0511	0,0508	359	362/15
	0,0523	0,0520	0,0522	341	
	0,0518	0,0515	0,0517	347	
	0,0517	0,0510	0,0514	352	
	0,0510	0,0515	0,0513	353	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
103/11/2/2	0,0513	0,0505	0,0509	358	358/9
	0,0502	0,0509	0,0506	363	
	0,0492	0,0504	0,0498	374	
	0,0499	0,0514	0,0507	361	
	0,0494	0,0510	0,0502	368	
	0,0500	0,0503	0,0502	369	
	0,0521	0,0507	0,0514	351	
	0,0508	0,0498	0,0503	366	
	0,0519	0,0504	0,0512	354	
	0,0529	0,0509	0,0519	344	
	0,0516	0,0504	0,0510	356	
	0,0522	0,0517	0,0520	343	
	0,0513	0,0511	0,0512	354	
	0,0513	0,0509	0,0511	355	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
	0,0511	0,0491	0,0501	369	
	0,0509	0,0471	0,0490	386	
	0,0490	0,0474	0,0482	399	
	0,0490	0,0500	0,0495	378	
	0,0500	0,0511	0,0506	363	
	0,0495	0,0497	0,0496	377	
	0,0494	0,0489	0,0492	384	
	0,0498	0,0505	0,0502	369	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego
stopu chromowo-kobaltowego

103/11/3/1	0,0493	0,0493	0,0493	381	379/10
	0,0489	0,0494	0,0492	384	
	0,0488	0,0485	0,0487	392	
	0,0495	0,0486	0,0491	385	
	0,0507	0,0501	0,0504	365	
	0,0499	0,0496	0,0498	375	
	0,0498	0,0484	0,0491	385	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość odchyl. stand. HV 0,5
103/11/3/2	0,0494	0,0494	0,0494	380	370/16
	0,0503	0,0505	0,0504	365	
	0,0506	0,0508	0,0507	361	
	0,0513	0,0523	0,0518	345	
	0,0507	0,0508	0,0508	360	
	0,0511	0,0502	0,0507	361	
	0,0514	0,0510	0,0512	354	
	0,0511	0,0511	0,0511	355	
	0,0510	0,0482	0,0496	377	
	0,0493	0,0476	0,0485	395	
	0,0495	0,0484	0,0490	387	
	0,0485	0,0483	0,0484	396	
	0,0502	0,0487	0,0495	379	
	0,0491	0,0492	0,0492	384	
0,0509	0,0512	0,0511	356		
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25,2 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0.5
	0,0499	0,0497	0,0498	374	
	0,0503	0,0491	0,0497	375	
	0,0496	0,0477	0,0487	392	
	0,0516	0,0484	0,0500	371	
	0,0506	0,0487	0,0497	376	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego
stopu chromowo-kobaltowego

103/11/4/1	0,0500	0,0484	0,0492	383	379/31
	0,0503	0,0475	0,0489	388	
	0,0500	0,0482	0,0491	385	
	0,0498	0,0480	0,0489	388	
	0,0504	0,0475	0,0490	387	
	0,0503	0,0479	0,0491	385	
	0,0497	0,0476	0,0487	392	
	0,0488	0,0467	0,0478	407	
	0,0479	0,0472	0,0476	410	
	0,0580	0,0582	0,0581	275	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25,2 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
103/11/4/2	0,0487	0,0467	0,0477	407	396/18
	0,0483	0,0486	0,0485	395	
	0,0480	0,0470	0,0475	411	
	0,0483	0,0479	0,0481	401	
	0,0497	0,0498	0,0498	375	
	0,0494	0,0491	0,0493	382	
	0,0481	0,0478	0,0480	403	
	0,0488	0,0486	0,0487	391	
	0,0496	0,0482	0,0489	388	
	0,0501	0,0491	0,0496	377	
	0,0509	0,0499	0,0504	365	
	0,0487	0,0471	0,0479	404	
	0,0473	0,0464	0,0469	422	
	0,0467	0,0465	0,0466	427	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25,2 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość odchyl. stand. HV 0,5
	0,0432	0,0426	0,0429	504	
	0,0472	0,4680	0,2576	420	
	0,0436	0,0446	0,0441	477	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego
stopu chromowo-kobaltowego

103/11/5/1	0,0478	0,0466	0,0472	416	428/35
	0,0469	0,0475	0,0472	416	
	0,0482	0,0484	0,0483	397	
	0,0485	0,0475	0,0480	402	
	0,0468	0,0478	0,0473	414	
	0,0487	0,0487	0,0487	391	
	0,0481	0,0478	0,0480	403	
	0,0474	0,0457	0,0466	428	
	0,0451	0,0444	0,0448	463	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25,2 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
19	0,0499	0,0493	0,0496	377	391/19
	0,0503	0,0503	0,0503	366	
	0,0495	0,0490	0,0493	378	
	0,0484	0,0494	0,0489	388	
	0,0490	0,0494	0,0492	383	
	0,0497	0,0491	0,0494	380	
	0,0497	0,0481	0,0489	388	
	0,0503	0,0501	0,0502	368	
	0,0486	0,0481	0,0484	397	
	0,0479	0,0478	0,0479	405	
	0,0485	0,0484	0,0485	395	
	0,0477	0,0456	0,0467	426	
	0,0465	0,0467	0,0466	427	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25,2 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
	0,4890	0,0491	0,2691	386	
	0,0495	0,0470	0,0483	398	
	0,0500	0,0490	0,0495	378	
	0,0501	0,0494	0,0498	375	
	0,0490	0,0477	0,0484	397	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

103/11/6/1	0,0504	0,0487	0,0496	378	390/18
	0,0521	0,0516	0,0519	345	
	0,0484	0,0480	0,0482	399	
	0,0491	0,0487	0,0489	388	
	0,0487	0,0479	0,0483	397	
	0,0480	0,0480	0,0480	402	
	0,0470	0,0481	0,0476	410	
	0,0475	0,0471	0,0473	414	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25,2 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
103/11/6/2	0,0475	0,0478	0,0477	408	410/21
	0,0475	0,0465	0,0470	420	
	0,0470	0,0476	0,0473	414	
	0,0466	0,0464	0,0465	429	
	0,0482	0,0484	0,0483	397	
	0,0476	0,0488	0,0482	399	
	0,0474	0,0486	0,0480	402	
	0,0482	0,0485	0,0484	397	
	0,0479	0,0494	0,0487	392	
	0,0478	0,0475	0,0477	408	
	0,0472	0,0474	0,0473	414	
	0,0482	0,0504	0,0493	381	
	0,0448	0,0446	0,0447	464	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
103/11/7/1	0,0502	0,0504	0,0503	366	389/16
	0,0486	0,0483	0,0485	395	
	0,0491	0,0484	0,0488	390	
	0,0489	0,0486	0,0488	390	
	0,0497	0,0480	0,0489	388	
	0,0499	0,0481	0,0490	386	
	0,0492	0,0486	0,0489	388	
	0,0465	0,0470	0,0468	424	

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

	0,0482	0,0481	0,0482	400	
	0,0477	0,0486	0,0482	400	
	0,0486	0,0494	0,0490	386	
	0,0492	0,0506	0,0499	371	
	0,0509	0,0501	0,0505	363	
	0,0482	0,0482	0,0482	399	
N 4,903 siła obciążająca		s 15 czas działania obciążenia		°C 25,2 temperatura badania	
Numer próbki	długość przekątnej 1 odcisku mm	długość przekątnej 2 odcisku mm	Średnia długość przekątnych odcisku mm	Twardość HV 0,5	Średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5
103/11/7/2	0,0480	0,0476	0,0478	406	368/28
	0,4760	0,0496	0,2628	392	
	0,0487	0,0498	0,0493	382	
	0,0476	0,0498	0,0487	391	
	0,0493	0,0490	0,0492	384	
	0,0500	0,0504	0,0502	368	
	0,0514	0,0493	0,0504	366	
	0,0513	0,0515	0,0514	351	
	0,0528	0,0512	0,0520	343	
	0,0509	0,0504	0,0507	361	
	0,0496	0,0508	0,0502	368	
0,0549	0,0550	0,0550	301		

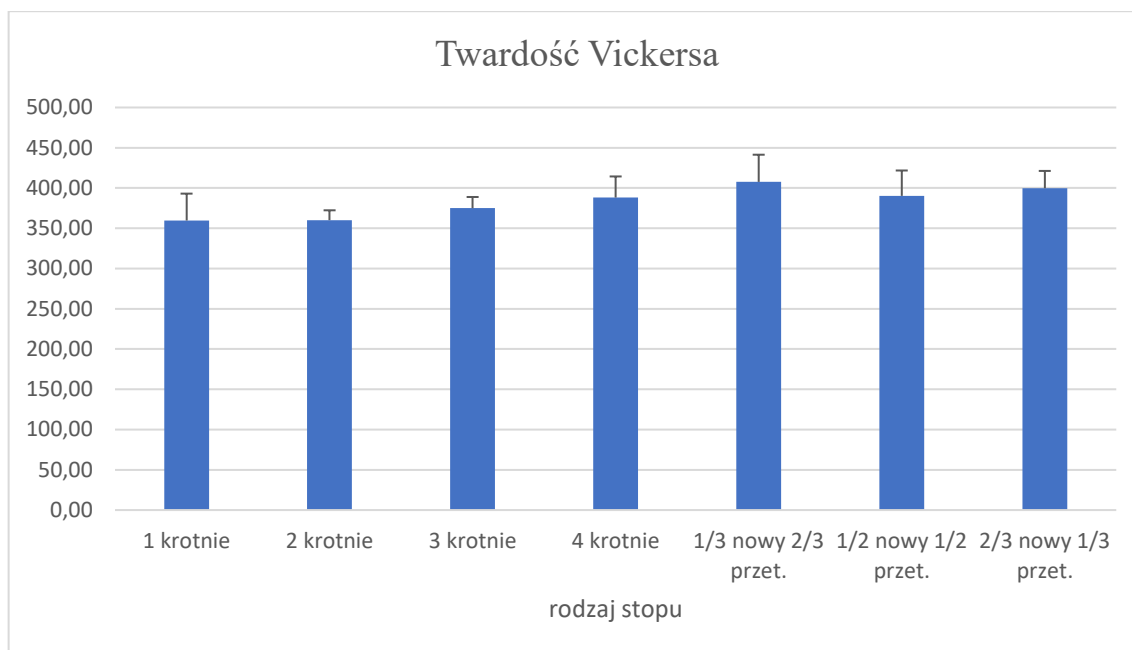
Do wszystkich próbek zastosowano pomiar co 0,2mm.

Tab. 23. Średnie, mediana, minimum, maksimum, odchylenie standardowe dla rodzajów stopu

Rodzaje stopów	N	Średnia	Mediana	Minimum	Maksimum	Odchylenie standardowe.
1 krotnie	32	360	365,00	228	435	34
2 krotnie	26	360	360,00	339	382	12
3 krotnie	30	375	377,50	345	399	14
4 krotnie	30	388	388,00	275	427	26
1/3 nowy 2/3 przetopiony	24	408	399,50	366	504	34
50 na 50	26	390	394,50	301	464	32
2/3 nowy 1/3 przetopiony	26	400	398,50	345	464	22

Tab. 24. Średnie wartości twardości i odchylenie szandarowe dla rodzajów stopu

Rodzaj stopu	Średnia Twardość HV	Odchylenie standardowe
1 krotnie	360	33
2 krotnie	360	12
3 krotnie	375	14
4 krotnie	388	26
1/3 nowy 2/3 przetopiony	408	34
1/2 nowy 1/2 przetopiony	390	32
2/3 nowy 1/3 przetopiony	400	22



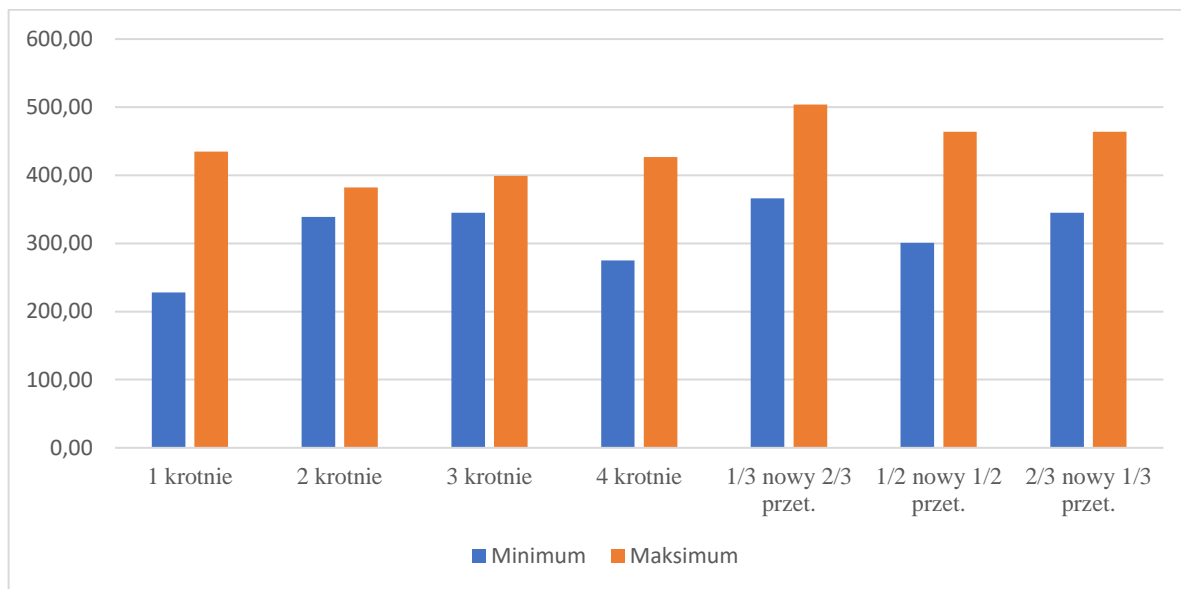
Ryc. 56. Wykres średnich wartości twardości dla rodzajów stopów

Tab. 25. Minimalne i maksymalne twardości dla rodzajów stopów

Rodzaj stopu	Minimum	Maksimum
1 krotnie	228	435
2 krotnie	339	382
3 krotnie	345	399
4 krotnie	275	427
1/3 nowy 2/3 przetopiony	366	504

Wpływ powtórnego procesu topienia na wybrane własności mechaniczne dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego

1/2 nowy 1/2 przetopiony	301	464
2/3 nowy 1/3 przetopiony	345	464



Ryc. 57. Minimalne i maksymalne wartości twardości stopów

Test ANOVA Kruskala-Wallisa wykazał istotne statystycznie różnice między stopami – $p < 0,00001$ dla twardości. Ponadto wielokrotne porównania wykazały różnicę pomiędzy: stop jednokrotnie topiony, a stop trzy razy topiony ($p < 0,00001$), stop jednokrotnie topiony, a stop 1/3 nowy 2/3 przetopiony ($p < 0,00001$), stop jednokrotnie, a stop 2/3 nowy / 1/3 przetopiony ($p < 0,00001$), stop jednokrotnie, a stop 1/2 nowy 1/2 przetopiony ($p < 0,00001$), stop dwukrotnie przetopiony, a stop czterokrotnie przetopiony ($p < 0,00001$), stop dwukrotnie przetopiony, a stop 1/3 nowy 2/3 przetopiony ($p < 0,00001$), stop dwukrotnie topiony, a 2/3 nowy 1/3 przetopiony ($p < 0,00001$), stop dwukrotnie przetopiony 1/2 nowy 1/2 przetopiony ($p < 0,00001$), stop trzykrotnie przetopiony, a stop 1/3 nowy 2/3 przetopiony ($p < 0,00001$), stop trzykrotnie przetopiony, a stop 2/3 nowy 1/3 przetopiony ($p < 0,00001$). Pozostałe porównania nie wykazały istotnych statystycznie różnic.

V. DYSKUSJA

Podjęte badania miały na celu uzyskanie odpowiedzi na pytanie: czy wielokrotny proces topienia stopu chromowo-kobaltowego oraz dodanie do stopu nowego materiału wcześniej przetopionego ma wpływ na wybrane własności mechaniczne uzyskanych odlewów. Wiadomo bowiem, że właściwości odlewów zależne są od procedury odlewniczej, na którą składają się: dokładność powielenia modelu, prawidłowe zaprojektowanie i wykonanie wzorca woskowego, uwzględnienie ekspansji wosku pod wpływem temperatury, rozmiar, długość, konfiguracja, punkty przymocowania i sposób łączenia układu wlewowego, wybór masy osłaniającej, umiejscowienie matrycy woskowej w formie odlewniczej, sposób zarabiania masy osłaniającej, rozszerzalność wiązania, termiczna oraz inwersyjna masy, czas i temperatura wygrzewania formy, metoda odlewania, siła użyta do wtłoczenia metalu do formy odlewniczej, skurcz podczas schładzania formy odlewniczej. Powyższy ciąg odlewniczy stanowi o jakości wykonanego uzupełnienia protetycznego przy założeniu, że materiał, który został użyty nie posiadał wad. Nieprzestrzeganie procedur technologicznych albo ich zakłócenie prowadzi do powstawania wadliwych odlewów i jest główną przyczyną pęknięcia konstrukcji metalowych [108].

W niniejszej pracy wykonane badania wytrzymałościowe statycznej próby rozciągania wskazały, że żaden z przetapianych stopów nie osiągnął średniej deklarowanej przez producenta, co potwierdziły również badania przeprowadzone przez Jadczaka i wsp. [108], oraz Surowską i wsp. [4]. Otrzymane różnice w budowie przelomów w teście rozciągania autorzy uzależniają od składu materiału wsadowego i mechanizmu krzepnięcia odlewu. Pomimo niewielkich różnic, jakie wykazali w średnich wartościach wytrzymałości na rozciąganie i granicy plastyczności w obszarze przelomów uwidoczniła się różnica w gęstości mikropęknięć i drobnych porów, które rosną wraz ze wzrostem udziału materiału wtórnie przetapianego [4].

W badaniach własnych średnie wartości na rozciąganie próbek były również do siebie zbliżone, a niewielkie różnice wynikały ze struktury materiału. W jednokrotnych przetopach wykonanych bez udziału materiału powtórnie przetapianego struktura na całym obszarze przełomu jest jednorodna, występują nieliczne pory, nie zmienia się skład chemiczny jednak stop i tak uzyskał niższe średnie wartości wytrzymałościowe niż podaje producent, co jest zgodne z danymi z literatury [4, 28, 30, 76, 108, 111]. Przyczyną tego stanu rzeczy mogą być najprawdopodobniej proces topienia oraz krzepnięcia metali wchodzących w skład stopu, który wpływa na pogorszenie właściwości mikromechanicznych [101].

Berr i wsp.[28] przeprowadzili statyczną próbę rozciągania dla próbek ze stopu chromowo-kobaltowego odlewanych metodą odśrodkową oraz ciśnieniowo-próżniową. Autorzy lepsze wyniki uzyskali dla próbek wykonanych metodą ciśnieniowo- próżniową i są one zbliżone do wyników uzyskanych w niniejszej pracy z tą różnicą, że próbki wykonano przy pomocy odlewnictwa odśrodkowego. Należy zaznaczyć, że w badaniach cytowanych autorów defekty strukturalne wystąpiły zarówno w próbkach odlewanych metodą odśrodkową, jak i ciśnieniowo próżniową [28].

W badaniach własnych najwyższą średnią wytrzymałość na rozciąganie osiągnął stop trzykrotnie przetapiany, co jest zgodne z wynikami badań, jakie przeprowadzili Hajduga i Puchalik [49] Jednak Autorzy Ci we wszystkich podanych ocenie próbkach stwierdzili występowanie różnego rodzaju zanieczyszczeń, które ich zdaniem mogły zostać wprowadzone do odlewu podczas topienia stopu otwartym płomieniem.

Z przytoczonych danych w tej pracy można wywnioskować, że wielokrotność przetapiania stopów pochodzących z tego samego przetopu o tym samym kształcie i masie, nie pogarsza właściwości produktu finalnego, jeżeli stop podczas procedury odlewniczej topił się równomiernie. Uzyskane wyniki w teście na zrywanie były do siebie zbliżone, co świadczy o

tym, że najważniejsze jest wyeliminowanie wad w odlewach, które wpływają na trwałe odkształcenia plastyczne [112].

Najczęstszym błędem podczas przeprowadzania procedury odlewniczej w przypadku stopów mieszanych składających się z części stopów nowych i elementów już przetopionych, jest przegrzanie stopu, ponieważ jedna część stopu topi się zdecydowanie szybciej, natomiast stop przetopiony może osiągnąć temperaturę topnienia wolniej niż stop nowy, lub odwrotnie w zależności od tego jak jest usytuowany w tyglu. Należy podkreślić, że decydujące znaczenie dla równego przetapiania stopu ma nie tylko jego masa, ale również kształt.

Dlatego w przeprowadzonych badaniach do powtórných procesów topienia zawsze przygotowywano takie same pod względem kształtu i masy części stopu. Bowiem przy wykonywaniu konstrukcji protetycznej ze stopu nowego w postaci kostek o tym samym kształcie i masie, topienie stopu oraz osiągnięcie temperatury odpowiedniej do wypełnienia formy odlewniczej odbywa się równomiernie. Natomiast przy kolejnych przetopach jest utrudnione, gdyż topione są elementy o różnym kształcie oraz masie (kanały odlewnicze, stożek i resztki po obróbce mechanicznej) w konsekwencji czego proces ten przebiega nierównomiernie.

W niniejszej pracy materiał badawczy za każdym razem był topiony równomiernie, ponieważ na rzecz badań przygotowano negatyw silikonowy z kostek metalu dostarczanych przez producenta. Procedura ta pozwoliła na sporządzenie takich samych pod względem kształtu i masy partii stopu, które uzyskiwano z przetopienia nowego stopu. Dzięki temu stop był równomiernie topiony na całej powierzchni, także w przypadku stopów mieszanych.

James i wsp. [75] wskazali, że właściwości stopu chromowo-kobaltowego pogarszały się, gdy zawartość ponownie użytego stopu wynosiła powyżej 50% w stosunku do stopu nowego. Podobne wyniki uzyskał Walczak i wsp. [30], natomiast Dęsoł, i wsp. [57] na podstawie

uzyskanych danych stwierdzili, że właściwości mechaniczne stopów chromowo -kobaltowych grupy badawczej oznaczonej jako A, zmniejszały się wraz ze wzrostem zawartości złomu w stopie, co mogło mieć związek z porowatością stopów. Z kolei w grupie badawczej B wykazali, że właściwości stopów najpierw maleją a potem wzrastają, co nie jest zgodne z przeprowadzonymi badaniami w tej rozprawie, gdzie najlepszy wynik wytrzymałościowy uzyskano dla stopu trzykrotnie przetopionego, a najniższy dla stopu mieszanego składający się z 2/3 stopu nowego i 1/3 przetopionego, co sugeruje, że głównym czynnikiem decydującym o jakości odlewu jest procedura odlewnicza a nie ilość dodanego przetopu. Wydaje się, że przyczyny niepowodzeń odlewniczych wpływają na właściwości mechaniczne oraz skład chemiczny odlewu [86, 87], ale także materiał, dlatego każą dokonać oceny czy wykorzystanie układu wlewowego do kolejnych odlewów ma odpowiednie uzasadnienie. Układ wlewowy – to system połączonych ze sobą w odpowiedniej kolejności kanałów, którego zadaniem jest doprowadzenie ciekłego metalu do wnęki formy odlewniczej z odpowiednią prędkością, zabezpieczenie formy przed zanieczyszczeniem ziarnem i cząsteczkami masy osłaniającej w czasie zalewania, zasilanie odlewu ciekłym metalem podczas jego krzepnięcia oraz wzajemne współdziałanie tych elementów w celu równomiernego krzepnięcia i studzenia formy. Rola, jaką pełni układ wlewowy wywołuje nieraz kontrowersje, co do jego powtórnego wykorzystania, ponieważ gromadzą się w nim zanieczyszczenia oraz skupiają wady odlewnicze [49]. Trzeba zaznaczyć, że produkcja odlewów bez pewnej ilości odlewów wadliwych nie jest praktycznie możliwa i to nie tylko w odlewnictwie odśrodkowym, ale także w odlewnictwie ciśnieniowo – próżniowym. Podczas wykorzystania przetopionych stopów istnieje duże prawdopodobieństwo, że ta liczba się zwiększy i powstaną gotowe produkty z ukrytymi wadami odlewniczymi takimi jak porowatości.

W przeprowadzonych badaniach własnych wykazano, że wytworzenie

pełnowartościowych odlewów możliwe jest tylko wtedy, gdy przestrzega się odpowiedniej dla danego stopu temperatury jego topnienia oraz temperatury odlewania [113]. Przyczyną wad może być niewłaściwa temperatura odlewania, ponieważ topienie o różnej masie partii stopu jest wydłużone i prowadzi do przegrzania stopu. Ponadto zmienia się także jego lejność. Natomiast zbyt niska temperatura odlewania doprowadza do pogorszenia właściwości mechanicznych i zmian kształtu odlewu, co w przypadku cienkościennych odlewów takich jak protezy szkieletowe jest niekorzystne, gdyż może powodować odłamywanie się elementów utrzymujących protezę (klamer).

Określenie przyczyn powstawania wad odlewniczych jest zadaniem trudnym, zwłaszcza jeśli się weźmie pod uwagę fakt, jak duża liczba czynników powoduje powstawanie błędów, tym bardziej, że określony defekt może być wynikiem działania kilku przyczyn, a z kolei jedna przyczyna może powodować powstanie wielu wad.

Technologie odlewania odśrodkowego w atmosferze powietrza są narażone na działanie czynników powodujących wady w odlewanych obiektach takich jak występowanie dużej ilości rzadzisz w strukturze materiału [108]. Jak już wspomniano jednokrotne przetopienie dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego prowadzi do obniżenia właściwości mechanicznych w porównaniu z właściwościami podanymi przez producenta. Zatem należy dążyć do tego, aby stopy po kolejnych przetopach nie traciły swoich właściwości mechanicznych, a uzyskiwały właściwości zbliżone do stopu przynajmniej jednokrotnie topionego. Oczywiście rozpatrując maksymalne wartości uzyskane w teście na rozciąganie nie można jednoznacznie stwierdzić, że przetopiony stop nie jest w stanie uzyskać wartości określonych przez producenta, a nawet je podwyższyć. Przykładem może być maksymalna wartość próbek wykonanych ze stopów trzykrotnie przetopionych, które przewyższyły wartości podawane przez producenta. Potwierdza to badanie Nadolskiego i wsp. [51], którzy takie

wartości osiągnęli po jednokrotnym przetopie. Jednak z drugiej strony przy analizie najniższych wartości ujawniła się wielość skali zmian, jakie mogą zachodzić po powtórnych procesach topienia.

Przeprowadzone w tej rozprawie badania udowodniły, że wpływ powtórnego topienia na własności mechaniczne występujący z kolejnymi przetopami w dużej mierze jest zależny od sposobu odlewania, a przede wszystkim równomiernego wygrzewania stopu i użytego ponownie materiału. Ponadto analizując średnie wyniki badań można stwierdzić, że średnie wartości właściwości mechanicznych nie uległy diametralnym zmianom.

Rozpatrywanie przetopów w kontekście powtórnego ich użycia niesie ze sobą wiele wątpliwości, ponieważ kolejne procesy topienia nie zawsze mogą doprowadzić do uzyskania pełnowartościowego odlewu. Pomimo to Bridgeport i wsp. [77] analizując uzyskane wartości wytrzymałościowe po przetopie wykazali, że zgadzają się one z wartościami deklarowanymi przez producentów. Natomiast Pierzynka i wsp. [21] stwierdzili, że pomiary twardości i wytrzymałości na rozciąganie wykazały, co prawda zmiany, lecz mieszczące w ramach błędu statystycznego dla przeprowadzonych prób.

Zmiany, jakie zachodzą w właściwościach mechanicznych mogą wynikać z faktu, że rośnie niejednorodność struktury na przekroju poprzecznym próbek oraz gęstość mikropęknięć w objętości dendrytów. Zdaniem Surowskiej i wsp. [4] zmiany te wynikają ze składu materiału wsadowego oraz mechanizmu krzepnięcia odlewu.

Kolejnym etapem badań były obserwacja metalograficzna przy pomocy mikroskopów optycznych: Stemi2000C (Zeiss) i Eclipse L150 (Nikon), które wykazały brak wad powierzchniowych w kształcie i wymiarach odlanych próbek. Natomiast obserwacje na zglądach nietrawionych oraz zglądach trawionych ujawniły charakterystyczną strukturę odlewniczą z kierunkiem krystalizacji od zewnętrznej powierzchni odlewu i zakończeniem

krystalizacji w centrum odlanego obiektu. Wyraźnie uwidoczniona została dendrytyczna budowa odlewu. Pojawiły się także mikropęknięcia oraz rzadziwy skurczowe, nieciągłości na granicach dendrytów, które są charakterystycznymi wadami w odlewach uzyskanych z wykorzystaniem działania siły odśrodkowej [51]. Natomiast przełomy posiadały charakter kruchy. Wszystkie te czynniki wpływają na zmiany wytrzymałościowe przetapianego stopu. Należy jednak zwrócić uwagę, że taka sytuacja ma miejsce już po pierwszym przetopie i nie oznacza, że w kolejnych przetopach te zmiany będą się nasilać. Analiza obserwacji metalograficznych wykazała, że po kolejnych przetopach mikrostruktura stopu pozostaje względnie stabilna, co jest uzależnione od prawidłowego sposobu wykonania procedur odlewniczych [113].

Przykładem może być zawartość porowatości w strukturze przetapianych stopów, podczas, których najwyższą średnią wartość zarejestrowano tylko dla stopu mieszanego składającego się z $\frac{1}{2}$ nowego i $\frac{1}{2}$ przetopionego stopu. Średnia wartość porowatości dla tego stopu wynosiła 0,55%. Zbliżoną porowatością 0,40% wykazał też stop dwukrotnie przetopiony, natomiast pozostałe jednokrotnie, trzykrotnie, czterokrotnie przetopione oraz stopy mieszane miały średnie wartości bardzo do siebie zbliżone. Fakt ten ponownie wskazuje, że, o jakości stopu nie decyduje ilościowy dodatek nowego stopu do już przetopionego, co nie jest zgodne z wynikami badań Walczaka i wsp. [30], którzy wskazali, że do odlewania powinno używać się nowego materiału a w przypadku wykorzystania materiału wcześniej używanego należy go wymieszać z materiałem nowym.

Powszechnie wiadomo, że przy odlewach precyzyjnych rozmieszczenie jam skurczowych w dużej mierze reguluje układ wlewowy [11, 27, 97]. Przymocowanie kanałów odlewniczych wydaje się stosunkowo prostą czynnością, ale nadal jest główną przyczyną defektów w odlewie. Podczas skurczu, gdzie występuje utrudnienie przepływu metalu

pojawiają się nieciągłości lub porowatości, a przy braku zasobników dla stopu metalu dochodzi często do powstania jam skurczowych. Bez wątpienia tego rodzaju konstrukcje protetyczne mogą wykazywać się znaczną porowatością i pękać podczas użytkowania [28].

Warto w tym miejscu przytoczyć badania, jakie wykonali Beer i wsp. [28], którzy stwierdzili, że próbki wykonane przy pomocy odlewni indukcyjnej posiadają znaczną ilością wad odlewniczych takich jak porowatość. Według Autorów może to prowadzić do zmniejszenia wytrzymałości w stosunku do danych deklarowanych przez producenta. Nie sposób nie zgodzić się z tymi wnioskami, ponieważ w badaniach własnych stop, który uzyskał jedną z najniższych wartości na rozciąganie oraz granicę plastyczności wykazał najwyższą porowatość, choć ilość porowatości we wszystkich próbkach nie przekroczyła 1%.

Gupta i Mehta [78] wykazali, że wraz ze wzrostem liczby przetopów wskazane jest zwiększenie proporcji dodawania nowego stopu, bowiem rekompensuje on zmiany w składzie chemicznym oraz zapewnia łatwość odlewania poprzez utrzymanie odpowiedniej lejności stopu. Biorąc pod uwagę, że segregacja pierwiastków może przyczynić się do zmian właściwości stopów [32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39] w pracy własnej wykonano analizę składu chemicznego. Uzyskane dane określające procentowy skład pierwiastków chemicznych w badanych stopach są zgodne z danymi podanymi przez producenta. Nie odnotowano w kolejnych przetopach obniżenia lub podwyższenia zawartości poszczególnych pierwiastków. Brak zmian w składzie chemicznym jest wynikiem zastosowanej techniki odlewniczej i odpowiedniego dodatku stopowego. Stabilny skład chemiczny dowodzi, że nawet uzyskując niewielkie zmiany rzędu 1% dla poszczególnych pierwiastków, dodawanie wsadu z tego samego przetopu o zbliżonym kształcie i masie nie ma wpływu na stan przetwarzanych stopów chromowo - kobaltowych. Warto też zwrócić uwagę na fakt, że nie zaobserwowano wtrąceń, które mogłyby pochodzić ze stopów już przetopionych cząstkami materiału ceramicznego czy

zanieczyszczeniami pochodzącymi z obróbki strumieniowo - ścierniej. Odlewy z udziałem przetopionych partii charakteryzowały się bowiem podobną mikrostrukturą.

Przedstawione w tej rozprawie wyniki składu chemicznego są zgodne z badaniami przeprowadzonymi przez Kacprzyka i wsp. [59], którzy badali stopy po czterech kolejnych przetopach i na podstawie analizy EDS stwierdzili, że skład chemiczny wszystkich próbek mieści się w zakresie składu przewidzianego dla badanego stopu. Poza tym autorzy zwrócili także uwagę, że mikrostruktury przetapianych stopów nie różnią się znacząco, co również jest zbieżne z obserwacjami metalograficznymi uzyskanymi w tej rozprawie.

Przeprowadzone badania twardości wykazały, że stopy wielokrotnie przetapiane zwiększają swoją twardość, co jest zgodne z wynikami badań Nadolskiego i wsp. [51] oraz Bojko i innych współautorów [101]. Podobną tendencję zaobserwowano w przypadku stopów mieszanych, które wyraźnie podwyższyły swoją twardość, ale nie tylko w stosunku do stopów jednokrotnie przetopionych, ale także względem stopów wielokrotnie przetapianych. Do podobnych wniosków doszedł Al-Ali [52], który wykazał, że odlewy wykonane ze stopów nowych z dodatkiem przetapianych posiadają większą mikrotwardość powierzchni, co pokrywa się z badaniami przeprowadzonymi w tej rozprawie, gdzie najwyższą średnią twardość uzyskały stopy mieszane, a zwłaszcza stopy w proporcji 1/3 nowego i 2/3 stopu przetopionego. Ten sam autor [52] sugeruje, że powstałe zmiany twardości, mogą prowadzić do obniżenia plastyczności stopu oraz, że do uzupełnień protetycznych powinno się stosować tylko stopy nowe. Z kolei Kacprzyk i wsp. [59] wykazali, że wielokrotne przetapianie stopów nie ma wpływu na własności mechaniczne i mogą być one z powodzeniem wykorzystywane w protetyce stomatologicznej.

Co więcej, Łukaski i wsp. [106] badali wpływ jednokrotnie przetapianego stopu oraz stopu z dodatkiem materiału z recyklingu na jego twardość. Stwierdzili, że pomiary twardości

metodą Vickersa wykazały brak istotnych różnic pomiędzy stopem jednokrotnie topionym a stopem z dodatkiem złomu z przetopów. Ponadto średnia wartość przetopionego stopu nie osiągnęła wartości deklarowanych przez producenta, co nie jest zgodne z wynikami badań, jakie uzyskano w tej rozprawie, gdzie jak wcześniej zaznaczono twardość stopów po przetopach wyraźnie wzrosła.

Wzrost twardości wynika najprawdopodobniej ze zwiększonej zawartości węglików w stopie, które powstały wskutek już jednokrotnego przetapiania. Augustyn-Pieniążek i wsp. [10] badając strukturę i właściwości stopów chromowo-kobaltowych wykazali w badanym stopie obecność węglików typu M₂₃C₆ oraz występowanie wydzieleń węglikowych typu Cr₂₃C₆, co ma istotny wpływ na utwardzenie badanych stopów.

Fakt, że faza węglikowa sprzyja utwardzeniu stopów na osnowie kobaltu i podwyższa ich wytrzymałość czasową w wysokich temperaturach, ale nie jest bezpośrednim efektem wielokrotności przetopień. Wydzielanie węglików może sprzyjać nukleacji (zarodkowaniu) mikropeknięć w ich objętości i na granicy rozdziału węglík/osnowa, co prowadzi do obniżenia plastyczności stopów [114, 115, 116]. Ponadto wydzielanie węglików obniża odporność korozyjną dentystycznych stopów chromowo - kobaltowych.

W kontekście uzyskanych przez autora niniejszej pracy wyników, interesujące są badania Dogłowa i wsp [117], którzy porównywali własności mechaniczne próbek poddanych procedurze odlewniczej względem próbek wykonanych ze spieków laserowych. Autorzy Ci wykazali, że w teście na rozciąganie próbki wykonane metodą konwencjonalną osiągnęły średnią granicę plastyczności 410 MPa, natomiast te wytworzone metodą spieku laserowego 720 MPa. Główną przyczyną takiej rozbieżności wyników autorzy upatrują w tym, że proces SLM charakteryzuje się wysoką szybkością ogrzewania i chłodzenia, co prowadzi do powstania drobnoziarnistej oraz jednorodnej mikrostruktury scalonej warstwy. Jednak średnie

wartości uzyskane przez tych badaczy dla próbek odlewanych są bardzo niskie w porównaniu z własnymi badaniami, gdzie najwyższa średnia wartość granicy plastyczności wynosiła od 687 MPa, a najniższa 591 MPa. Pozostałe przetopione stopy uzyskały średnie wartości powyżej 600 MPa. W przypadku uzyskania przez Autorów tak niskich średnich wartości dla próbek odlewanych nasuwa się pytanie czy procedura odlewnicza została przeprowadzona w sposób prawidłowy.

W pracowni protetycznej, w której wykonuje się konstrukcje protetyczne przy pomocy odlewania konwencjonalnego używa się około 1 kg stopu nowego w ciągu miesiąca, przyjmując, że układ wlewowy stanowi około 35% każdego odlewu, to po miesiącu powstaje 350 gram odrzutów, co w skali roku daje utratę materiału na poziomie 4,2 kg.

W niektórych publikacjach można spotkać się z poglądem, że najbezpieczniej jest stosować stopy nowe [4, 28, 29, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58]. Jednak kryterium typu 5 ISO 22674 wskazuje, że minimalna granica plastyczności $R_{p0,2}$ dla dentystycznych stopów chromowo-kobaltowych powinna wynosić 500 MPa. [118]. Thopegowda i wsp. [60] wykazali, że niewielki spadek właściwości mechanicznych mający miejsce po przetopieniu stopu nie powinien mieć negatywnego wpływu na konstrukcję protetyczną osadzoną w jamie ustnej. W kontekście przedstawionych powyżej danych użycie przetopionych stopów wydaje się zasadne. Uzyskane w badaniach własnych wyniki znacznie przewyższają wyznaczoną normę, poza dwoma próbkami ze stopu czterokrotnie topionego, dla którego zarejestrowano wartości poniżej wyznaczonej normy, co zapewne jest przyczyną zakłóconej procedury odlewniczej.

Przeprowadzone badania dostarczyły wartościowych danych na temat wpływu powtórnego procesu topienia na własności wytrzymałościowe, twardość i strukturę odlewów powstałych po kolejnych przetopach. Badania podjęte w dysertacji dotyczące problematyki związanej z wpływem i przetapianiem dentystycznych stopów, jednoznacznie wykazały, że

proces powtórnego topienia i sama procedura odlewnicza powodują, że odlew nie uzyskuje własności mechanicznych wyznaczonych przez producenta. Warto też podkreślić, że przyczyna tego stanu rzeczy są zmiany strukturalne, które zachodzą podczas procesu odlewania. Struktura odlewniczych stopów kobaltu w trakcie krystalizacji ma tendencję do tworzenia dużych dendrytycznych ziaren osnowy z równoczesną segregacją faz węglkowych.

Wydaje się, że jeżeli użyty materiał pochodzi z tego samego przetopu nie zawsze musi obniżyć własności mechaniczne odlewanych stopów. Biorąc pod uwagę skomplikowane procedury odlewnicze można zgodzić się z wynikami badań Walczaka i wsp. [29], który wykazał, że po dodawaniu do stopu nowego stopu już przetopionego można uzyskać odlew o niejednorodnej strukturze, bardziej podatny na kruche pękanie.

Ponadto przeprowadzone badania wykazały, że stopy jedno – trzy - i czterokrotnie przetopione oraz stopy mieszane (oprócz 2/3 nowego i 1/3 przetopionego) mają zbliżone wartości wytrzymałościowe, co nie jest zgodne z powszechnie panującą opinią, która zaleca mieszanie już raz przetopionego stopu w proporcjach nieprzekraczających połowy wartości wagowej stopu nowego [33, 34, 40].

Reasumując tę dyskusję powinno się przedstawić wyniki także w skali procentowej, co pozwoli wyraźniej wykazać zmiany, jakie pojawiły się w stopach po powtórnych procesach topienia.

Średnia wytrzymałość na rozciąganie w przetapianych stopach obniżyła się około 10%, jednak w przypadku stopów dwukrotnie przetopionych oraz mieszanych składających się z 2/3 nowego 1/3 przetopionego zarejestrowano spadek prawie o 18% względem średnich wartości deklarowanych przez producenta.

W tym miejscu należy także zaznaczyć, że błąd podczas procedury odlewniczej może doprowadzić do obniżenia wartości wytrzymałości na rozciąganie prawie o 50%, co miało

miejsce w niniejszych badaniach w przypadku jednego odlewu wykonanego ze stopu czterokrotnie topionego. Potwierdza to, że w odlewnictwie konwencjonalnym co pewien czas pojawiają się odlewy wadliwe, dlatego materiały powtórnie poddane procesowi topienia powinny zostać poddane kontroli.

Rozpatrując maksymalne wyniki wytrzymałości na rozciąganie uzyskane w badaniach dla wszystkich grup badawczych można zaobserwować, że pojedyncze odlewy w grupach podwyższyły swoje właściwości na rozciąganie najwyżej o około 5% względem wartości podanych przez producenta.

Obniżenie średniej granicy plastyczności w przetapianych stopach względem średniej wartości podanej przez producenta dla większości próbek wynosiła prawie 10%, ale dla grupy badawczej stopu mieszanego składającego się 2/3 nowego 1/3 przetopionego zarejestrowano spadek o 15%. Natomiast jedna z próbek grupy badawczej czterokrotnie topionego stopu obniżyła swoją granicę plastyczności prawie o połowę w stosunku do średnich wartości deklarowanych przez producenta. Z kolei analizując najwyższe wartości granicy plastyczności tylko w jednej grupie badawczej stopu trzykrotnie przetopionego pojawiły się cztery odlewy, dla których zarejestrowano w najlepszym przypadku wzrost granicy plastyczności o około 6%.

Wzrost średniej wartości twardości stopu składającego się z 1/3 nowego 2/3 przetopionego wzrósł prawie o 15% względem średniej twardości podawanej przez producenta. Pozostałe badane stopy oprócz stopu dwukrotnie przetopionego, który wykazał taką samą średnią wartość twardości co stop jednokrotnie topiony, czyli 360 HV.

Dla stopów zarówno topionych wielokrotnie i wymieszanych średnia wartość twardości wzrosła od 5% do 10%. Natomiast jeden odlew ze stopu mieszanego składający się 1/3 nowego 2/3 przetopionego zwiększył swoją twardość o 40% w stosunku do średniej wartości deklarowanej przez producenta.

Warto podkreślić, że zwarzywszy na niewielkie rozmiary uzupełnień protetycznych oraz działające siły żucia w jamie ustnej spadek o około 10% właściwości mechanicznych przetapianych stopów ma istotne znaczenie. Ponadto wzrastająca twardość również o około 10%, powoduje obniżenie granicy plastyczności, która w aspekcie utrzymania protezy ruchomej na podłożu protetycznym jest elementem kluczowym. Dlatego przy powtórnych procesach topienia należy zachować ostrożność i wykonane odlewy z przetopów właściwie kontrolować. Jest to o tyle zasadne, że zmiany parametrów tych stopów są spowodowane niewłaściwą technologią przygotowania formy odlewniczej oraz procesów topienia.

Znaczący jest także fakt, że *Biosil f* w porównaniu z innymi dentystycznymi stopami chromowo-kobaltowymi charakteryzuje się wysoką granicą plastyczności 700 MPa, natomiast granica plastyczności dla stopu *Wironit extrahart* wynosi 625 MPa.

Zhou i wsp. [118] badali wytrzymałość i mikrotwardość stopów odlewanych siłą odśrodkową, komputerowo frezowanych, a także tych wytwarzanych metodą metalurgii proszków. Uzyskane wyniki wykazały, że próbki wytworzone technologią SLM osiągają najwyższą granicę plastyczności, natomiast te odlewane odśrodkowo obniżyły swoje wartości, jednak nadal mieściły się one w granicach normy i posiadały nieco wyższą granicę plastyczności niż stopy frezowane w systemie CAD/CAM [118].

Odpowiadając na postawione na początku dyskusji pytania wydaje się, że uzyskane w tej rozprawie wyniki z jednej strony, pozwalają na bezpieczne użycie przetopionych materiałów w protetyce, natomiast z drugiej strony warto zaznaczyć, że błędnie wykonanie jakiegokolwiek czynności w procedurze odlewniczej może doprowadzić do odlewu z ukrytymi wadami, co w przypadku topienia stopów przetopionych z wielokrotną taką możliwością. Niewielki spadek właściwości jaki zachodzi po odlaniu w dentystycznych stopach chromowo-kobaltowych należy zaakceptować i wpisać na trwałe do tego rodzaju technologii, która wymaga

bezwzględne przestrzegania procedur. Należy mieć na uwadze również, że w obliczu zachodzących zmian w środowisku i wyczerpujących się zasobów na Ziemi wykorzystywanie materiałów wtórnych w protetyce stomatologicznej stanie się pożądane już w niedługim okresie czasu.

Analizując na rzecz tej rozprawy wyniki przeprowadzonych badań oraz dostępną literaturę można stwierdzić, że wykorzystanie przetopionych stopów jest możliwe, jeżeli zostanie wykonane zgodnie z procedurami. Bez wątplenia wykorzystywanie materiałów wtórnych powinno być poddawane kontroli, ponieważ nie wszystkie badane materiały po przetopie posiadają deklarowane przez producenta właściwości mechaniczne.

W odniesieniu do problemów, jakie niesie ze sobą odlewnictwo należy zaznaczyć, że w protetyce pojawia się alternatywa, która może rozwiązać problem odpadów powstałych po odlewnictwie. Jest nią technologia SLM, która być może w jakiejś części zastąpi konwencjonalne odlewnictwo [120, 121]. Liwinko i wsp. [96] w swych badaniach dokonali porównania metody tradycyjnego odlewania stopów chromowo-kobaltowych oraz technologii SLM i wykazali, że struktura stopu wykonanego techniką SLM jest jednorodna. Natomiast w próbkach odlewanych widoczne są liczne pory i niejednorodność fazowa, co może skutkować obniżeniem własności wytrzymałościowych wyrobu. Do takich samych wniosków doszli Bojko i wsp. [101], którzy stwierdzili, że technologie SLM nie generują tak dużych strat materiału i mogą stanowić alternatywę dla tradycyjnego odlewnictwa. Należy także zaznaczyć, że odlewy, w których występują porowatości oraz zmiany w składzie chemicznym obniżają swoją odporność na korozję [122].

Można zgodzić się, że technologia SLM pozwala wyeliminować szereg wad w dentystycznych stopach kobaltu, w znacznym stopniu ogranicza mikrosegregację oraz zmniejsza bądź zwiększa dyspersję wydzielen obcych faz (głównie węglików). Dobór

odpowiednich klas ziarnowych proszku pozwala na zwiększenie drobnoziarnistości struktury, korzystnej z punktu widzenia właściwości mechanicznych [123]. Jednak jest rzeczą oczywistą, że stopy chromowo-kobaltowe ze względu na swoje własności mechaniczne i biogodność będą dalej stosowane w protetyce stomatologicznej [124].

VI. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonych badań można sformułować następujące wnioski:

1. Analiza średnich wartości naprężeń rozciągających, granicy plastyczności oraz wydłużenia całkowitego wskazuje, że proces topienia dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego *Biosil f* – zarówno czystego jak i z dodatkiem materiału wcześniej przetopionego – powoduje spadek analizowanych właściwości mechanicznych znacznie poniżej wartości deklarowanych przez producenta stopu.

2. W oparciu o wyniki badań metalograficznych makro- i mikroskopowych można wnioskować, że proces wielokrotnego przetapiania nie wywołuje zmian strukturalnych w dentystycznym stopie chromowo-kobaltowym.

3. Analiza widm energodispersyjnych (EDS) wskazuje, że niezależnie od ilości przetopów skład chemiczny badanego stopu nie ulegał zmianie i był zgodny z wartościami deklarowanymi przez producenta.

4. Powtarne procesy topienia oraz dodanie do nowego stopu materiału wcześniej przetopionego powoduje istotny wzrost twardości ocenianego stopu chromowo-kobaltowego.

VII. STRESZCZENIE

Właściwe przeprowadzenie procedur odlewniczych decyduje o jakości wytrzymałościowej dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego, z którego wykonuje się metalowe konstrukcje protez częściowych. Metalowa konstrukcja protezy szkieletowej (dla) szczęki, wraz z kanałami i stożkiem odlewniczym po oczyszczeniu z masy ogniotrwałej, waży przeciętnie około 25 gramów. Natomiast po końcowej obróbce mechanicznej masa zmniejsza się nawet do 14 gramów. Oznacza to, że niemal połowa stopu staje się bezużyteczna. Dlatego istotne jest, aby pozostały po przetopieniu materiał można było wykorzystać do kolejnych odlewów. Celem niniejszej pracy była ocena wpływu powtórnego procesu topienia na wybrane własności dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego. Materiałem badawczym był stop chromowo-kobaltowy *Biosil f*.

W rozprawie przeprowadzono następujące badania: statyczną próbę rozciągania, obserwacje metalograficzne, pomiar procentowy udziału porów w strukturze metalu, określenie składu chemicznego oraz pomiar twardości HV. W tym celu wykonano próbki ze stopu jednokrotnie przetopionego, dwukrotnie przetopionego, trzykrotnie przetopionego, czterokrotnie przetopionego, $\frac{2}{3}$ stopu nowego, $\frac{1}{3}$ stopu przetopionego, $\frac{1}{3}$ stopu nowego, $\frac{2}{3}$ stopu przetopionego, $\frac{1}{2}$ stopu nowego, $\frac{1}{2}$ stopu przetopionego oraz zgłady metalograficzne podłużne.

Statyczna próba rozciągania wykazała, że już jednokrotne przetopienie dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego prowadzi do obniżenia właściwości mechanicznych w porównaniu z właściwościami podanymi przez producenta.

Podczas obserwacji metalograficznych przy pomocy mikroskopów optycznych: Stemi2000C (Zeiss) i Eclipse L150 (Nikon) wykazano brak wad powierzchniowych.

Nie zaobserwowano odchyień w kształcie ani w wymiarach odlanych próbek. Natomiast obserwacje na zglądach nietrawionych oraz zglądach trawionych ujawniły charakterystyczną strukturę odlewniczą dla odlewniczych stopów chromowo-kobaltowych. Procentowy udział porów w strukturze po przetopieniach był stabilny. Skład chemiczny po kolejnych topieniach nie uległ zmianom i był zgodny z wartościami podanymi przez producenta.

Badanie twardości wykazało natomiast, że stopy wielokrotnie przetapiane zwiększają swoją twardość. Podobnie dzieje się w przypadku stopów mieszanych. Wzrost twardości należy przypisać zwiększonej zawartości węglików w stopie – powstałych na skutek procesu przetapiania.

Reasumując wydaje się, że uzyskane w tej rozprawie wyniki z jednej strony pozwalają na bezpieczne użycie przetopionych materiałów w protetyce, natomiast z drugiej, że błędnie wykonanie jakiegokolwiek czynności w procedurze odlewniczej może doprowadzić do odlewu z ukrytymi wadami. To z kolei, w przypadku topienia stopów przetopionych zwielokrotnia taką możliwość. Niewielki spadek właściwości, jaki zachodzi po odlaniu w dentystycznych stopach chromowo-kobaltowych należy zaakceptować i wpisać na trwałe do tego rodzaju technologii, która wymaga bezwzględного przestrzegania procedur odlewniczych. Należy także uświadomić sobie, że w obliczu zachodzących zmian w środowisku i wyczerpujących się zasobów na Ziemi wykorzystywanie materiałów wtórnych w protetyce stomatologicznej, stanie się pożądane już w niedalekiej przyszłości.

Biorąc pod uwagę kryterium typu 5 ISO 22674, które wskazuje, że minimalna granica plastyczności $R_{p0,2}$ dla dentystycznych stopów chromowo-kobaltowych powinna wynosić 500 MPa. [118], użycie przetopionych stopów wydaje się zasadne. Teoretycznie prawie wszystkie uzyskane wyniki w przeprowadzonych badaniach znacznie przewyższają wyznaczoną normę.

Jednak w przypadku najniższej wartości stopu czterokrotnie topionego uzyskano wynik poniżej wyznaczonej normy.

Bez wątpienia wykorzystywanie materiałów wtórych należy podać dalszej kontroli, a protezy wykonane z tych materiałów, powinny zawierać szczegółowe dane na temat wyrobu.

Na podstawie przeprowadzonych badań można sformułować następujące wnioski:

1. Analiza średnich wartości naprężeń rozciągających, granicy plastyczności oraz wydłużenia całkowitego wskazuje, że proces topienia dentystycznego stopu chromowo-kobaltowego Biosil f – zarówno czystego jak i z dodatkiem materiału wcześniej przetopionego – powoduje spadek analizowanych właściwości mechanicznych znacznie poniżej wartości deklarowanych przez producenta stopu.

2. W oparciu o wyniki badań metalograficznych makro- i mikroskopowych można wnioskować, że proces wielokrotnego przetapiania nie wywołuje zmian strukturalnych w dentystycznym stopie chromowo-kobaltowym.

3. Analiza widm energodispersyjnych (EDS) wskazuje, że niezależnie od ilości przetopów składu chemicznego badanego stopu nie ulegał zmianie i był zgodny z wartościami deklarowanymi przez producenta.

4. Powtórne procesy topienia oraz dodanie do nowego stopu materiału wcześniej przetopionego powoduje istotny wzrost twardości ocenianego stopu chromowo-kobaltowego.

VIII. SUMMARY

The adequate implementation of the moulding procedures has further consequences on the quality and the strength of dentistry chromium-cobalt alloy, which in fact is used in the forming steel constructions of the dental dentures. The average weight of steel constructions of the skeletal prosthesis for the jaw, with the canals and the moulding cone after being cleaned from the fire resistant layer is about 25 grams. However, the weight diminishes after the final mechanical tooling and finally its weight is more or less 14 grams. In fact, as it can be easily derived from the data almost the half of the material becomes useless. Thus, it is so important to reuse and recycle those leftovers, metal chips, in order to construct brand new dentures.

The main objective of my dissertation was to check the influence of the remelting process on the chosen qualities of the dentistry chromium-cobalt alloy. The examined material was *Biosil f*, chromium – cobalt alloy. In this dissertation the following procedures were introduced: statistic trial on the material stretching, the percentage appearance of the voids in the steel structure, checking the chemical composition and the stiffness of HV. In order to carry out an experiment the following samples were prepared. That was a sample made of the alloy melted just once, remelted twice, remelted three times, remelted four times, two-thirds of the brand new alloy, one third of the remelted, one third of the brand new alloy, two thirds of the remelted alloy, one second of the brand new alloy, one second of remelted. The trial statistics examining the flexibility indicated that remelting the alloy just once diminishes the mechanical properties of the alloy in comparison to the properties given by the manufacturer.

In order to conduct proper metallographic observations, the following microscopes were used: Stemi2000C 9Zeiss) and Eclipse L150 (Nikon). Observations did not indicate the surface failures. Moreover, no failures were noticed considering the shape and the size of the moulded

specimen. But the elements etched and non etched revealed the characteristic burnouts in the structure. Moreover, the number of voids did not exceed the standard deviation. The chemical composition after the sequence of numerous remelts is not change.

In the case of the material strength the following changes were noticed. First of all the more remelts takes place the harder the alloy gets. It is due to the amount of the increasing amount of carbide in alloy.

In order to conclude I would like to point of that the results obtained enable the safe use of the remelted alloys in prosthetics, but it should be mentioned that mistakes in the moulding procedures may result in formations of failures within the denture. The more often the alloy is remelted the greater chance for the hidden failure to appear. It has to be mentioned that the moulding process as such introduces minimal changes within the chromium cobalt alloys and it should be taken for granted.

Moreover, we need to realise that we are getting out of the non renewable materials, thus we should focus more on recycling and using the metal leftovers in prosthetics.

Taking into consideration the criteria of 5 ISO 22674 type, which indicate that the lower border of flexibility $R_{p0,02}$ for the dentistry chromium cobalt alloys should be 500 MPa. (118), thus using the remelted alloys seems to be excused.

Nonetheless, using of the remelted material should be examined in further and extended experiments, as more details is required.

The following conclusions can be derived on the basis of the carried out experiments.

1. Analysis of the average tensions which have an influence on the flexibility reveals that that melting process of the dentistry chromium cobalt alloy, so called *Biosil f*, the pure one and as an amalgamate – shows that the mechanical properties are much lower according to the manufacturer's standards.

2. According to the results including the experiments on metallographic macro and microscopic it can be derived that repeated remelting process does not make the structural changes in the dentistry chromium cobaltic alloy.

3. The profound analysis of the energy dispersive (EDS) indicates the numbers of remelts does not have an influence on the chemical structure of the compounds and its value is equal to the one given by the manufacturer.

4. Repeated processes of remelting and mixing up with another chemical material which had been previously remelted results in the minimal increase of the examined chromium cobalt alloy.

IX. PIŚMIENNICTWO

1. Al Jabbari Y.: Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: A review of the literature. *J. Adv. Prosth.*, 2014, 6,2, 138-145.
2. Anusavice K.J.: *Phillips' Science of Dental Materials*. 11th edition. Philadelphia 2006; W.B. Saunders: 621–654.
3. Surowska B.: Biomateriały metalowe oraz połączenia metal – ceramika w zastosowaniach stomatologicznych. Wydawnictwo Uczelniane Lublin 2009, 18-23.
4. Surowska B., Beer K., Bieniaś J.: Wpływ recyklingu na strukturę i właściwości wytrzymałościowe odlewniczego stopu kobaltu stosowanego w stomatologii. *Acta Mech. Autom.*, 2011, 5, 3, 119-123.
5. McCabe J.F., Wallss A.W.G.: *Applied Dental Materials*. 2008, 9th ed. Blackweell Publishing, 71.
6. Combe E. C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Wydawnictwo Medyczne, Sanmedica, 1997, 150-151, 176-180.
7. Craig R., Powers J.: *Restorative dental materials*. 11th ed. St. Louis: Elsevier, 2001, 479-514.
8. Roach M.: Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent. Clin. North. Am. Dent.*, 2007, 51, 3, 603-627.
9. Górny Z.: *Odlewnicze stopy kobaltu. Struktura, właściwości, topienie i odlewanie* Instytut Odlewnictwa, Kraków 2008, 58, 7-8, 420-430.
10. Augustyn-Pieniążek J., Łukaszczyk A., Szczurek A., Sowińska K.: *Struktura i własności stopów dentystycznych na bazie kobaltu stosowanych do wykonywania protez szkieletowych*. Inżynieria materiałowa, Warszawa 2013, 34, 2, 116-120.

11. McGivney G.P., Carr A.B.: Ruchome protezy częściowe w ujęciu McCrackena. Czelej, Lublin 2002, 371-374.
12. Karpiński R., Walczak M., Śliwa, J.: Badania tribologiczne stopów kobaltu stosowanych jako biomateriały. J. Technol. Exploit. Mech. Eng. 2015, 1, 22, 17-3.
13. Majewski S., Pryliński M.: Materiały i technologie współczesnej protetyki stomatologicznej. Czelej, Lublin 2013, 132-133.
14. Antony K. Wear-resistant cobalt-base alloys. JOM 1983, 35, 2, 52-60.
15. Kelly J.R., Rose T.C.: Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review. J. Prosthet. Dent., 1983, 49, 3, 363-370 3-70.
16. Yoda K, Takaichi A., Nomura N., Tsutsumi Y., Doi H., Kurosu S., Chiba A., Yoshimasa Igarashi Y., Hanawa T.: Effects of chromium and nitrogen content on the microstructures and mechanical properties of as-cast Co-Cr-Mo alloys for dental applications. Acta. Biomater., 2012, 8,7, 2856-2862.
17. 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.
18. Metikoš - Hukovi' C. M., Babi' C.R.: Passivation and corrosion behaviors of cobalt and cobalt chromium–molybdenum. Corros. Sci., 2007, 49, 9, 3570-3579.
19. Roberts H.W., Berzins D.W., Moore B.K., Charlton, D.G.: Metal–ceramic alloys in dentistry: A review. J. Prosthodont., 2009, 18, 2, 188-194.
20. Podrez-Radziszewska M., Haimann K., Dudziński W., Morawska-Sołtysik M.: Characteristic of intermetallic phases in cast dental Co Cr Mo alloy. Archives of Foundry Engineering 2010, 10, 3, 51-56.

21. Pierzynka R., Marciniak S., Klimek L.: Wpływ liczby przetopień na właściwości mechaniczne stopu Ducinox, N.T.D., 2010, 2, 22-24.
22. Beer K., Walczak M., Surowska B., Borowicz J.: Wpływ powtórnego przetapiania na właściwości mechaniczne i mikrostrukturę odlewniczego stopu kobaltu. Inżynieria Materiałowa 2012, 33, 5, 473-476.
23. Craig G.C, Hanks C.T.: Reaction of fibroblasts to various dental casting alloys. J. Oral. Pathol., 1988, 17, 341-347.
24. Carr A.B., Brown D.T.: Ruchome protezy częściowe. Urban & Partner, Wrocław 2012, 258-262.
25. Wataha J.C, Messer R.L.: Dental Materials: Casting alloys. Dent. Clin. North. Am., 2004, 48, 2, 499-512.
26. Orlicki R., Kłaptocz B., Rączka K., Zawila K.: Badania porównawcze niektórych właściwości fizycznych stopu mikromed 1-04 w odniesieniu do innych stopów Co-Cr-Mo. Protet. Stomatol., 1986, 36,1, 3-9.
27. Wulfes H.: Precision Milling and Partial Denture Constructions – Modern Design and Efficient Production. Academia Dental International School BEGO Germany 2012, 96-108.
28. Beer K., Pałka K., Surowska B., Walczak M.: A Quality assessment of casting dental prosthesis elements. Eksploatacja i Niezawodność - Maintenance and Reliability 2013; 15, 3, 230-236.
29. Walczak M., Beer K., Surowska B., Borowicz J.: The issue of using remelted Co Cr Mo alloys in dental prosthetics. Archives of Civil and Mechanical Engineering 2012, 12, 2, 171-177.

30. Walczak M., Pieniak D., Niewczas A.M.: Effect of recasting on the useful properties Co Cr Mo W alloy. *Eksploatacja i Niezawodność – Maintenance and Reliability* 2014, 2, 16, 330-336.
31. Vaillant A.S., Corne P., March P., Fleutot S., Cleymand F., Jiehl J.P.: Effect of recasting of cobalt-chromium alloy on its mechanical properties. *Eur. Cells. Mater.*, 2015, 30, 5, 17.
32. Ayad M.F., Ayad G.M.: Corrosion behavior of as-received and previously cast b type III gold alloy. *J. Prosthodont.*, 2010, 19, 3, 194-199.
33. Reisbick M.H., Brantley W.A.: Mechanical Property and Microstructural Variations for Recast Low-Gold Alloy. *Int. J. Prosthodont.*, 1995, 8, 4, 346-350.
34. Ayad M.F.: Compositional stability and marginal accuracy of complete cast crowns made with as-received and recast type III gold alloy. *J. Prosthet. Dent.*, 2002, 87, 2, 162-166.
35. Presswood R.G.: Multiple recast of a nickel-chromium-beryllium alloy. *J. Prosthet. Dent.*, 1983, 50 2, 198-199.
36. Palaskar J., Nadgir D.V., Shah I.: Effect of recasting of nickel-chromium alloy on its porosity. *Contemp. Clin. Dent.*, 2010, 1, 4, 237-42.
37. Rasmussen S.T., Doukoudakis A.A.: The effect of using recast metal on the bond between porcelain and a gold-palladium alloy. *J. Prosthet. Dent.*, 1986, 55,4, 447-453.
38. Ucar Y., Aksahin Z., Kurtoglu C.: Metal ceramic bond after multiple castings of base metal alloy. *J. Prosthet. Dent.*, 2009, 102, 3, 165-17.
39. Khuraif A.A., Ramamoorthi M.: Fatigue behaviour of Recasted Removable partial denture alloys. *Int. J. Dent. Clin.*, 2011, 3, 4, 20-22.

40. Al-Hiyasat A.S., Darmani H.: The effects of recasting on the cytotoxicity of base metal alloys. *J. Prosthet. Dent.*, 2005, 93,2, 158-163.
41. Hesby D.A., Kobes P., Garver D.G., Pelleu G.B.Jr.: Physical properties of a repeatedly used nonprecious metal alloy. *J. Prosthet. Dent.*, 1980, 44, 3, 291-293.
42. Hong J.M., Razzoog M.E., Lang B.R.: The effect of recasting on the oxidation layer of a palladium-silver porcelain alloy. *J. Prosthet. Dent.*, 1988, 59, 4, 420-425.
43. Karwiński P., Wieliczko W., Leśniewski.: Zastosowanie odlewania odśrodkowego do wykonywania cienkościennych odlewów precyzyjnych. *Archiwum Odlewnictwa*, Kraków 2006, 6, 18, 225-230.
44. Collett H.A.: Casting chrome-cobalt alloys in small laboratories. *J. Dent. Res.*, 1969, 21, 2, 216-226.
45. Strietzel R.: Ponowne odlewanie stopów dentystycznych, *Dental-Labor* 2000, 4, 3-6.
46. Hodgson A.W.E., Kurz S., Virtanen S., Fervel V., Olsson C.O.A., Mischler S.: Passive and transpassive behavior of Co Cr Mo in simulated biological solutions. *Electrochimica Acta* 2004, 49, 13, 2167-2178.
47. Julian L.C., Munoz A.I.: Influence of microstructure of HC CoCrMo biomedical alloys on the corrosion and wear behaviour in simulated body fluids. *Tribol. Int.*, 2011, 44, 3, 318-329.
48. Sinnett – Jones P.E., Wharton J.A., Wood R.J.K.: Micro- abrasion-corrosion of a Co Cr Mo alloy in simulated artificial hip joint environments. *Wear.*, 2005, 259, 7-12, 898-909.
49. Hajduga M., Puchalik A.: Oszacowanie przydatności stopu Heraenium NA po przetopieniu w kontekście badań strukturalnych, *N.T.D.*, 2009, 3, 56-60.

50. Jayaprakash K., Harish Kumar Shetty K., Nityananda Shetty A., Bantarahalli Thopegowda Nandish B.: Effect of recasting on element release from base metal dental casting alloys in artificial saliva and saline solution. *J. Conserv. Dent.*, 2017, 20,3,199-203.
51. Nadolski, M., Łągiewka, M., Konopka, Z., Zyska, A., Golański, G.: The Influence of Remelting on the Quality of Prosthetic Cobalt Alloys. *Archives of Foundry Engineering* 2015, 15,3, 53-58.
52. Al-Ali A.A.: Evaluation of Macrohardness of recasted Cobalt-Chromium Alloy. *Al-Rafidain. Dent. J.*, 2007, 7, 1, 111-117.
53. Beer-Lech, K. Surowska, B.: Research on resistance to corrosive wear of dental Co Cr Mo alloy containing post-production strap. *Eksploatacja i Niezawodność* 2015, 17, 1, 90-94.
54. Prabhu R., Geetha Prabhu K.R., Ilango T.: Dental Prosthesis: An Evaluation on Mechanical Properties of Recast Base Metal Alloys. *J. Clin. Diag. Res.* 2011, 5, 8, 1682-1685.
55. Sokołowski G. Sokołowski J. Rylska D. Szyrkowska M. I.: Wpływ warunków wytwarzania na budowę i właściwości korozyjne stopu stomatologicznego Co-Cr-W-Mo Starbond CoS. *Inżynieria materiałowa*, 2013, 34, 6, 885-889.
56. Beer, K., Walczak, M.: Structure and mechanical properties of modified Co Cr Mo alloys for use in dental prosthetics. *Engineering of Biomaterials*, 2011, 14, 106-108, 110-115.
57. Dęsoła B., Zapała R., Pałkab P.: Influence of Internal Scrap on Mechanical Properties of Selected Cobalt Alloys. *J. Cast. Mater. Engin.*, 2017, 1, 3, 59-63.

58. Ozyegin L.S., Tuncer R., Avci E.: Hardness, behavior and metal surface evaluation of recasting non-precious dental alloys. *Key Engin. Mater.*, 2007, 1662-9795, 330-332, 1425-1428.
59. Kacprzyk B., Szymczak T., Gumienny G., Klimek L.: Effect of the remelting on transformations in Co-Cr-Mo prosthetics alloy. *Arch. Found. Engin.*, 2013, 13, 3, 47-50.
60. Thopegowda N.B., Shenoy K., Shankaranarayana R, A., Jayaprakash K., Gingipalli K., Bhat Vaddya S.B., Prabhu S.: Evaluation of mechanical properties of recasted dental base metal alloys for considering their reusability in dentistry and engineering field. *Arch. Med. Health. Sci.*, 2014, 2, 2, 178-183.
61. Klimek L., Wołowiec-Korecka E.: Influence of number of fusions on mechanical properties of Ducinox alloy. *J. Ach. Mater. Manuf. Engin.*, 2016, 78, 1, 21-24.
62. Henriques Guilherme E.P., Consani S., de Almeida Rollo Joao M.D., Andrade de Silva F.: Soldering and remelting influence on fatigue strength of cobalt-chromium alloys. *J. Prosthet. Dent.*, 78, 2, 146-152.
63. Yfantis C., Yfantis D., Anastassopoulou J., Theophanides T.: Analytical and Electrochemical Evaluation of the in vitro corrosion behavior of Nickel-chrome and Cobaltchrome casting alloys for metal-ceramic restorations. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, 2007,15, 1, 33-40.
64. Loch J., Krzykała A., Łukaszczyk A., Augustyn-Pieniążek J.: Corrosion Resistance and Microstructure of Recasting Cobalt Alloys Used in Dental Prosthetics. *Archives of foundry engineering*, 2017, 17, 2, 63-68.

65. Mareci D., Nemtoi Gh., Aelenei N., Bocanu C.: The electrochemical behavior of various non-precious Ni and Co based alloys in artificial saliva. *Eur. Cell. Mater.*, 2005, 10, 1473-2262, 1-7.
66. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosogeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur. J. Oral. Sci.*, 2005, 113, 1, 90-95.
67. Schmalz G., Garhammer P.: Biological interactions of dental cast alloys with oral tissues. *Dent. Mater.*, 2002, 18, 5, 396-406.
68. Qiu J., Yu W.Q., Zhang F.Q., Smales R.J., Zhang Y.L., Lu C.H.: Corrosion behaviour and surface analysis of a Co-Cr and two Ni-Cr dental alloys before and after simulated porcelainfiring, *Eur. J. Oral. Sci.*, 2011, 119, 1, 93-101.
69. Evans E.J, Thomas I.T. The in vitro toxicity of cobalt-chromemolybdenum alloy and its constituent metals. *Biomater.* 1986, 7,1, 25-29.
70. Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto F.: Współczesne protezy stałe. Czelej, Lublin 2001, 608-611.
71. Čairović A., Djordevic I., Bulatović M., Mojić M.: In vitro assessment of ni-cr and co-cr dental alloys upon recasting: cellular compatibility. *Dig. J. Nanomater. Bios.*, 2013, 8, 2, 877-886.
72. Saji V.S., Choe H.Ch.: Electrochemical behavior of Co-Cr and Ni-Cr dental cast alloys. *Trans. Nonferrous. Met. Soc. China.*, 2009, 19, 4, 451-454.
73. Khamis E., Seddik M.: Corrosion evaluation of re-casting non-precious dental alloys, *Int. Dent. J.*, 1995, 45, 3, 209-217.
74. Wataha JC,: Biocompatibility of dental casting alloys. *J. Prosthet. Dent.*, 2000, 83, 2, 223-234.

75. James J., Julian J., Rahul J. Gibi B.P., Devassy J.P., Reba P.B.: Effect of recasting on physical properties of base metal alloys: An In Vitro Study. *J. Int. Soc. Prev. Community. Dent.*, 2018, 8, 5, 457-462.
76. Lotwani V., Reddy S., Gandhewar M, Revathi K.: Evaluation of marginal fit of castings made with an accelerated casting technique using reusable alloys in different percentages – In Vitro study. *Joadms.*, 2016, 2,2, 32-40.
77. Bridgeport D.A., Brantley W.A., Herman P.F.: Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontics, Part 1: Mechanical properties. *J. Prosthet. Dent.*, 1993, 2, 3, 144-145.
78. Gupta S., Mehta A.S.: The effect of remelting various combinations of new and used cobalt-chromium alloy on the mechanical properties and microstructure of the alloy. *Indian. J. Dent. Res.*, 2012, 23, 3, 341-347.
79. Wang Y.H., Qiu F.F., Pan Y., Wu W.Q., Cheng H.: The effect of recasting on microstructure of dental ceramic alloys. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.*, 2018, 27, 6, 585-590.
80. Carreiro A.F., Ribeiro R.F., Mattos M.G.: Rodrigues RC. Evaluation of the castability of a Co-Cr-Mo-W alloy varying the investing technique. *Braz. Dent. J.*, 2005, 16, 1, 50-55.
81. Imran Y., Raza M., Khan M.S., Hayat Y.: Effect Of Cobalt-Chromium Alloy Re-Use In Dentistry On Its Castability Value. *J. Ayub. Med. Coll Abbottabad.*, 2017, 29, 2, 270-274.
82. Mosleh I., Abdul-Gabbar F., Farghaly A.: Castability evaluation and effect of recasting of ceramo-metal alloys. *Egypt. Dent. J.*, 1995, 41, 4, 1357-62.

83. Mudher A.A.: Potentiostatic Evaluation of Co-Cr alloy after four repeated casting procedure with the addition of 50% new alloy". EC. Dent, Sci., 2017, 9, 4, 138-144.
84. Raszewski Z.: Problemy podczas procesu odlewania metali. Teoretyczne podstawy i praktyczne wskazówki z zakresu odlewnictwa. Sztuka i rzemiosło część I, Biblioteka Nowoczesnego Technika Dentystycznego, ElaMed Katowice 2007., 137-146.
85. Polak A.: Teoretyczne podstawy i praktyczne wskazówki z zakresu odlewnictwa. Sztuka i rzemiosło część I, Biblioteka Nowoczesnego Technika Dentystycznego, ElaMed Katowice 2007, 122-136.
86. Górny Z., Sobczak J.: Nowoczesne tworzywa odlewnicze na bazie metali nieżelaznych. Wyd. ZA-PIS Kraków 2005., 337-342.
87. Hajduga M., Jasiński M.: Wpływ technologii topienia na strukturę materiałów metalicznych. N.T.D., 2008, 1, 53-57.
88. Vallittu P.K.: Duration of induction melting of cobalt-chromium alloy and its effect on resistance to deflection fatigue of cast denture clasp. J. Prosthet. Dent., 1996, 75, 3, 332-336.
89. Leśniewski W., Wieliczko P., Małysza M.: Experimental verification of the simulation of centrifugal casting in ceramic moulds. Prace Instytutu Odlewnictwa, Kraków 2015, 55, 1, 23-29.
90. Marciniak S., Połomski J., Pierzynka R., Marciniak-Kraul K., Fabjański P.: Ocena systemów odlewniczych, N.T.D., 2009, 1, 44-49.
91. Surowska B., Beer, K., Borowicz, J., Veremchuk, I.: Wpływ technologii odlewania, na jakość stomatologicznego stopu kobaltu. Postępy Nauki i Techniki, 2011, 11, 81-88.

92. Hajduga M, Garlińska, K.: Badania wad odlewniczych metalowych uzupełnień protetycznych. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej. Politechnika Śląska, 2004, 24, 83-90.
93. Hajduga M., Kosiba A.: Analiza typowych wad odlewniczych protez metalicznych. Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej. Politechnika Śląska, 2004, 24, 99-104.
94. Thompson G.A., Luo Q., Hefi A.F.: Analysis of four dental alloys following torch/centrifugal and induction/ vacuum-pressure casting procedures. J. Prosthet. Dent., 2013, 110, 6, 471-480.
95. Glenc M.: Wpływ wosków odlewniczych na budowę warstwy wewnętrznej masy osłaniającej. N.T.D., 2012, 2, 62-67.
96. Litwinko M., Grądzka-Dahlke M.: Wpływ technologii wytwarzania na właściwości materiałowe stopu kobaltu wykorzystywanego w protetyce dentystycznej. Aktualne Problemy Biomechaniki 2014, 8, 99-102.
97. Raszewski Z.: Stopy metali. Sztuka i rzemiosło część I, Biblioteka Nowoczesnego Technika Dentystycznego, ElaMed Katowice 2007, 149-155.
98. Peter I., Rosso M., Toppi A., Dan I. Ghiban, B.: Investigation on cobalt based alloy modified by titanium for dental applications, Arch. Mater. Sci. and Engin., 2013, 61, 2, 62-68.
99. Reclaru L., Lüthy H., Eschler P.Y., Blatter A., Loeffel O., Zurcher M.H.: Cobalt-chromium dental alloys enriched with precious metals. Eur. Cell. Mater., 2004, 7, 2, 51-52.

100. Komorek Z., Józwiak S., Kuchta M.: Wpływ warunków wytwarzania na właściwości mechaniczne stopu stomatologicznego Co-Cr-Mo-C. *Archiwum Odlewnictwa* 2006, 6, 18, 279-282.
101. Bojko Ł., Ryniewicz A., Bogucki R., Pałka P.: Badania strukturalne i wytrzymałościowe stopu Co-Cr-Mo na konstrukcje protetyczne w technologii odlewania i spiekania laserowego. *Przegląd Elektrotechniczny*, 2015, 5, 29-32.
102. Hajduga M., Aplikowska I.: Wpływ temperatury odlewania na wady strukturalne metalicznych uzupełnień protetycznych. *Sztuka i rzemiosło część II. Biblioteka Nowoczesnego Technika Dentystycznego*, ElaMed Katowice 2010, 239 - 247.
103. Pawłowska G., Radomska K., Klimecka-Tatar D.: The effect of electropolishing process on the properties of the prosthetic constructions Surface. *Ochrona przed Korozją* 2016, 7, 256-259.
104. Reddy NR, Abraham AP, Murugesan K, Matsa V.: An in vitro analysis of elemental release and cytotoxicity of recast nickel-chromium dental casting alloys. *J. Indian. Prosthodont. Soc.*, 2011, 11, 2, 106-12.
105. Bauer J, Cella S, Pinto M.M, Costa JF, Reis A, Loguercio AD. The use of recycled metal in dentistry: Evaluation of mechanical properties of titanium waste recasting. *Resources, Conservation and Recycling* 2010, 54: 1312-1316.
106. Łukasik D., Walczak M., Szala M.: Wpływ udziału dodatku przetopu na strukturę i twardość stomatologicznego stopu kobaltu. *Zagadnienia teoretyczne i aplikacyjne w inżynierii materiałowej Lublin* 2014, 81-94.
107. Walczewska A., Zgórzyńska E., Sokołowski K., Łukomska Szymańska M., Saczko J., Kulbacka J., Sokołowski J.: Wpływ powtórnego topienia stopów CoCr

stosowanych w protetyce stomatologicznej na cytotoksyczność fibroblastów dziąsła ludzkiego. *Protet. Stomatol.* 2012, 62, 1, 31-37.

108. Jadczyk K., Białek R., Kuchta M.: Impact of prosthetic materials manufacturing process on the reliability of dentures. *Journal of KONBiN.*, 2018, 45, 183-189.
109. M. Viswambaran, R. K. Sundaram. Effect of storage time and framework design on the accuracy of maxillary cobalt-chromium cast removable partial dentures. *Contemp. Clin. Dent.*. 2015, 6, 4 476, 471-476.
110. Banaszek, K., Pietniczek K., Klimek L.: Wpływ parametrów obróbki strumieniowo-ścierniej na liczbę cząstek ścierniwa wbitych w powierzchnię stopu niklowo-chromowego. *Inż. Mater.*, 2011, 32, 4, 312-315.
111. Michalski W.: Pomiary doświadczalne do weryfikacji symulacji numerycznej zachowań mechanicznych skrzydłowej protezy szkieletowej górnej o rozdzielonej kinematyce. *Protet. Stomatol.*, 2011, LXI, 4, 255-267.
112. Michalski W., Komorek Z., Michnikowski Z., Kuchta M.: Badania wytrzymałościowe materiału łączników do doświadczalnych pomiarów naprężeń i obliczeń na modelu numerycznym skrzydłowej protezy szkieletowej górnej. *Protet. Stomatol.*, 2006, 6, 3, 204-213.
113. Hajduga M., Bugala J.: Wpływ wielokrotnego przetapiania materiałów metalicznych na właściwości i strukturę stopów protetycznych. *N.T.D.*, 2008, 2, 41-44.
114. Bojar Z.: Analiza Morfologii i składu chemicznego węglików w odlewniczych stopach kobaltu. *Krzepnięcie metali i stopów*. PAN – oddział Katowice, 1996, 27, 85-92.

115. Pieniążek J.A, Wolkosz K., Ciaputa T.: Wady strukturalne metalicznych uzupełnień protetycznych. N.T.D., 2013, 30-35.
116. Zenon A.: Przemiany fazowe w odlewach z żarowytrzymałego stopu na osnowie kobaltu. Archiwum Technologii Maszyn i Automatyzacji 2007, 27,1, 77-86.
117. Doglow N A., Dikova Ts., Dzehadov D., Simov M.: Mechanical properties of dental co-cr alloys fabricated via casting and selective laser melting. Material Since, 2016, 2,3, 3-7.
118. Hae Ri Kim, Seong-Ho Jang, Young Kyung Kim, Jun Sik Son, Bong Ki Min Kyo-Han Kim, Tae-Yub Kwon Microstructures and Mechanical Properties of Co-Cr Dental Alloys Fabricated by Three CAD/CAM-Based Processing Techniques. Materials, 2016, 9,596, 1-14.
119. Yanan Zhou, Ning Li, Jiazhen Yan., Qiang Zeng. Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. J Prosthet Dent 2018, 120,3, 617-623.
120. Hu Chen, Hong Li, Yijiao Zhao, Xinyue Zhang, Yong Wang, Peijun Lyu: Adaptation of removable partial denture frameworks fabricated by selective laser melting. J Prosthet Dent, 2019,122, 316-324.
121. Wróbel-Bednarz K., Surowiecki D.: Zastosowanie i właściwości druku 3D - technologii przyszłości w protetyce stomatologicznej. Protet. Stomatol., 2016, 66, 6, 453-460.
122. Narowska- Sobieraj A., Wróbel – Bednarz K., Myszka D., Kapuścińska A., Kwiatkowski I.: Porównanie odporności na korozję wybranych stopów metali stosowanych w protetyce stomatologicznej. Protet. Stomatol., 2016, 66,3, 187–199.
123. Myszka D., M. Skrodzki M.: Comparison of dental prostheses cast and sintered by

slm from co-cr-mo-w alloy. AFE, 2016, 16,4,201-207.

124. Smardz J., Skowron M., Florjański W.: Wykorzystanie metali i ich stopów w protetyce stomatologicznej. Protet. Stomatol., 2016, 66, 6, 461-467.

X. SPIS RYCIN

- Ryc. 1. Metalowa konstrukcja protezy szkieletowej z przerezem podniebiennym (zbiory własne)
- Ryc. 2. Odlana metalowa konstrukcja protezy szkieletowej w masie ogniotrwalej (zbiory własne)
- Ryc. 3. Układ wlewowy pozostały po odlaniu konstrukcji protezy szkieletowej (zbiory własne)
- Ryc. 4. Jama skurczowa skupiona (otwarta) powstała podczas krzepnięcia kierunkowego stopu
- Ryc. 5. Dentystyczny stop chromowo kobaltowy *Biosil F*
- Ryc. 6. Konstrukcje protetyczne wykonane z dentystycznego stopu chromowo kobaltowego *Biosil f*
- Ryc. 7. Drut woskowy GEO firmy Renfert (Niemcy)
- Ryc. 8. Masy osłaniające wykorzystane do badań Biosil Extra (Niemcy)
- Ryc. 9. Masy silikonowe addycyjne
- Ryc. 10. Forma silikonowa do wykonywania kostek z wosku odlewowego
- Ryc. 11. Kostki woskowe wykonane z formy silikonowej z kanałami odlewniczymi do wielokrotnego przetopienia stopu
- Ryc. 12. Druty woskowe umiejscowione na stożku odlewniczym
- Ryc. 13. Schemat przedstawiający kierunek ekspansji masy osłaniającej w pierścieniu metalowym lub plastikowym A i w pierścieniu silikonowym B
- Ryc. 14. Wygrzewanie form odlewniczych z zaznaczonymi rysami orientacyjnymi
- Ryc. 15. Stop po dwukrotnym przetopieniu
- Ryc. 16. Forma odlewnicza umieszczona w urządzeniu odlewniczym

Rys. 17. Topienie dentystycznego stopu chromowo kobaltowego

Ryc. 18. Odlewarka indukcyjna Bego Fornax T

Ryc. 19. Wtłoczony dentystyczny stop chromowo kobaltowy do formy odlewniczej

Ryc. 20. Studzenie form odlewniczych

Ryc. 21. Oczyszczone z masy ogniotrwałej pręty metalowe po jednokrotnym topieniu

Ryc. 22. Kostki metalu do próbek wielokrotnie topionych

Ryc. 23. Gotowa próbka przygotowana do badań wytrzymałościowych

Ryc. 24. Parametry przygotowanej próbki

Ryc. 25. Próbki przed wykonaniem testu na zrywanie

Ryc. 26. Siedem rodzajów próbek wykonanych ze stopów dentystycznych chromowo kobaltowych po różnych przetopach w celu wykonania obserwacji metalograficznych na przekrojach wzdłużnych próbek, określenia procentowego udziału porów w strukturze, określenia składu chemicznego metoda EDS oraz wykonania pomiaru twardości HV

Ryc. 27. Zainkludowane zgłady metalograficzne podłużne wykonane z dentystycznych stopów chromowo kobaltowych po różnych przetopach do obserwacji metalograficznych

Ryc. 28. Maszyna wytrzymałościowa Instron 4483, za pomocą, której przeprowadzono statyczną próbę rozciągania

Ryc. 29. Mikroskopy Stemi2000C (Zeiss) i Eclipse L150 (Nikon) za pomocą, których wykonano obserwacje metalograficzne

Ryc. 30. Mikroskop skaningowy Inspect S (FEI) wyposażony w mikroanalizator rentgenowski EDS (EDAX)

Ryc. 31. Urządzenie Mikromet, na którym przeprowadzono pomiary twardości

- Ryc. 32. Schemat według jakiego wykonano pomiary twardości HV0,5
- Ryc. 33. Wykres zależności średnich wartości Rp 0,2 od rodzaju stopu
- Ryc. 34. Wykres zależności średnich wartości Rm od rodzaju stopu
- Ryc. 35. Wykres zależności średnich wartości At od rodzaju stopu
- Ryc. 36. Wydłużenie maksymalne uzyskane w statycznej próbie rozciągania
- Ryc. 37. Wydłużenie minimalne uzyskane w statycznej próbie rozciągania
- Ryc. 38. Wykres zależności średnich wartości Rp0,2 i Rm od rodzaju stopu
- Ryc. 39. Wartości maksymalne Rp0,2 i Rm uzyskane w statycznej próbie rozciągania
- Ryc. 40. Wartości minimalne Rp0,2 i Rm uzyskane w statycznej próbie rozciągania
- Ryc. 41. Średnie wartości porowatości dla rodzajów stopów
- Ryc. 42. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze w jednokrotnie przetopionym stopie
- Ryc. 43. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze w dwukrotnie przetopionym stopie
- Ryc. 44. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze w trzykrotnie przetopionym stopie
- Ryc. 45. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze w czterokrotnie przetopionym stopie
- Ryc. 46. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze 1/3 nowego i 2/3 stopu przetopionego
- Ryc. 47. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze 1/2 nowego i 1/2 stopu przetopionego
- Ryc. 48. Obserwacje i pomiar udziału porów w strukturze 2/3 nowego i 1/3 stopu przetopionego

Ryc. 49. Pomiar składu chemicznego dla stopu jednokrotnie topionego

Ryc. 50. Pomiar składu chemicznego dla stopu czterokrotnie przetopionego

Ryc. 51. Pomiar składu chemicznego dla stopu mieszanego $\frac{1}{2}$ nowego $\frac{1}{2}$ stopu przetopionego

Ryc. 52. Wykres średnich wartości występowania krzemu w stopach

Ryc. 53. Wykres średnich wartości występowania molibdenu w stopach

Ryc. 54. Wykres średnich wartości występowania chromu w stopach

Ryc. 55. Wykres średnich wartości występowania kobaltu w stopach

Ryc. 56. Wykres średnich wartości twardości dla rodzajów stopów

Ryc. 57. Minimalne i maksymalne wartości twardości stopów

XI. SPIS TABEL

Tabela 1. Skład chemiczny badanego stopu podany przez producenta

Tabela 2. Dane techniczne badanego stopu podane przez producenta

Tabela 3. Dane techniczne masy ogniotrwałej Biosint Extra

Tabela 4. Liczba wykonanych próbek

Tabela 5. Liczba wykonanych form odlewniczych dla przetapiania stopów

Tabela 6. Nazwy próbek i grupy badawcze do przeprowadzenia badań wytrzymałościowych

Tabela 7. Nazwy próbek i grupy badawcze do wykonania obserwacji metalograficznych, określenia procentowego udziału porów w strukturze, określenia składu chemicznego metodą EDS oraz wykonania pomiaru twardości HV

Tabela 8. Rodzaj stopu, numer próbki, średnica próbki, pole przekroju poprzecznego próbki, wartości umownej granicy plastyczności, wytrzymałość na rozciąganie i wydłużenie całkowite przy rozerwaniu

Tabela 9. Napężenie graniczne, wytrzymałość na rozciąganie, wydłużenie całkowite dla rodzajów stopów

Tabela 10. Średnie wartości napężenia granicznego $R_p 0.2$ [MPa] przy wydłużeniu 0.2% (granica plastyczności) dla przetapianych stopów

Tabela 11. Średnie wartości wytrzymałości na rozciąganie dla przetapianych stopów

Tabela 12. Wydłużenie całkowite (sprężyste i plastyczne) A_t [%] poprzedzające pęknięcie i rozerwanie próbki dla przetapianych stopów

Tabela 13. Średnie wartości $R_{p0,2}$, R_m i A_t wyznaczone w statycznej próbie rozciągania

Tabela 14. Obserwacje próbek nietrawionych przy pomocy mikroskopu Stemi2000C

Tabela 15. Średnie, minimalne, maksymalne porowatości dla rodzajów stopów

Tabela 16. Średnie wartości porowatości dla rodzajów stopów

Tabela 17. Średnie, minimalne, maksymalne procentowe zawartości pierwiastków chemicznych w badanych stopach oraz odchylenia standardowe

Tabela 18. Średnia zawartość krzemu w przetopionych stopach

Tabela 19. Średnia zawartość molibdenu w przetapianych stopach

Tabela 20. Średnia zawartość chromu w przetopionych stopach

Tabela 21. Średnia zawartość kobaltu w przetapianych stopach

Tabela 22. Siła obciążająca, N 4,903, czas działania obciążenia, s 15, temperatura badania, °C 25, numer próbki, długość przekątnej 1 odcisku mm, długość przekątnej 2 odcisku mm, średnia długość przekątnych odcisku mm, twardość HV 0,5, średnia twardość, odchyl. stand. HV 0,5

Tabela 23. Średnie, mediana, minimum, maksimum, odchylenie standardowe dla rodzajów stopu

Tabela 24. Średnie wartości twardości i odchylenie sztandarowe dla rodzajów stopu

Tabela 25. Minimalne i maksymalne twardości dla rodzajów stopów