



Połączenie metalu z ceramiką oraz dobór materiałowy w protezach stałych opartych na implantach

P. Pietrucha ^a, T. Tański ^b, M. Wiśniowski ^b

^a Student Politechniki Śląskiej, Wydział Mechaniczny Technologiczny
email: piotrekppm@gmail.com

^b Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Politechnika Śląska, ul. Konarskiego 17 a, 44-100 Gliwice, Polska
email: Tomasz.Tanski@polsl.pl, Maciej.Wisniowski@polsl.pl

Streszczenie: W pracy przedstawiono omówienie materiałów metalowych przystosowanych do napalania ceramiki stomatologicznej oraz materiały ceramiczne stosowane w protetyce stomatologicznej opartej na implantach. Omówione zostaną również wyniki badań wytrzymałościowych mające na celu dobór najlepszego stopu do zastosowań w stałych uzupełnieniach protetycznych.

Abstract: The paper presents a information about metal alloys and ceramics using in stomatology based on implants and result of research the best connection between metal and ceramics

Słowa kluczowe: mosty, proteza, stomatologia, All on Four, ceramika, stopy stomatologiczne,

1. Wstęp

Używanie standardowych protez ruchomych wiąże się z brakiem komfortu i pewności siebie, szczególnie w relacjach z otoczeniem. Co więcej, w przypadku protez częściowych, nacisk jaki jest wywierany na sąsiednie zęby może prowadzić do ich uszkodzenia, a w przypadku tkanki miękkiej powoduje zanik kości i nieodwracalne upośledzenie struktur kostnych będących podparciem dla zębów naturalnych.

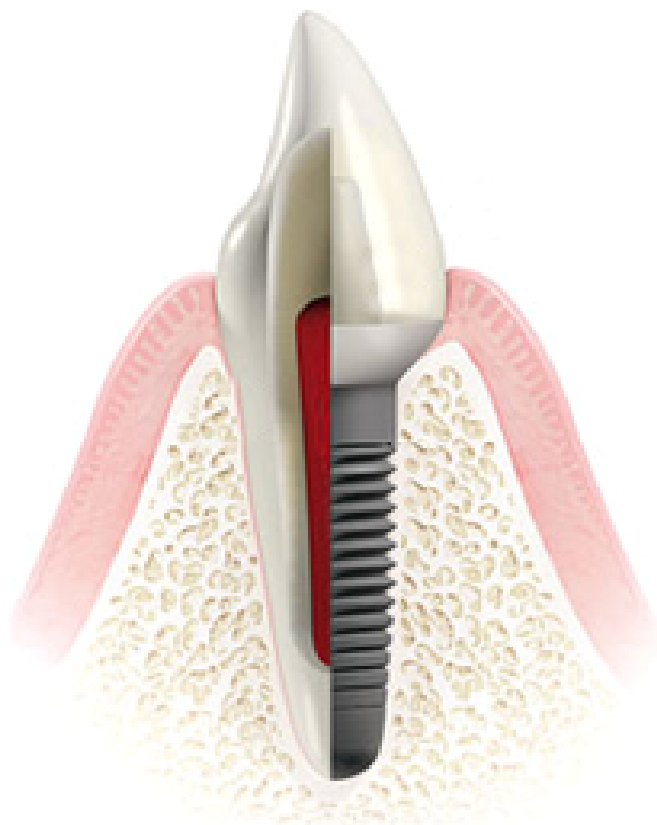
Leczenia implantologiczne w przypadku uzupełnień pojedynczych braków zębowych, czy większej ich ilości, to rozwiązanie bardzo efektywne. Końcowy efekt leczenia gwarantuje pełną funkcjonalność jamy ustnej oraz najwyższą estetykę, co więcej pomaga odzyskać pewność siebie. Jednym z kluczowych czynników odpowiadających za jakość protez stałych opartych na implantach lub zębach naturalnych jest jakość połączenia metalowej podbudowy konstrukcji z warstwą licującą ceramiki. Poniższa praca zawiera przegląd literatury dotyczącej doboru oraz własności materiałów stosowanych na uzupełnienia protetyczne, w których występuje połączenie materiału metalowego z ceramiką.

2. Odbudowa na implantach

Celem stosowania wszczepów w protetyce stomatologicznej jest stworzenie warunków, które pozwolą na uzupełnienie brakujących zębów, utworzą filary dla koron i mostów bądź uzupełnienie braków zębowych z wykorzystaniem protez ruchomych. Implanty mogą być stosowane zarówno u pacjentów bezzębnych, u których umożliwią korzystanie z protez stałych, jak i u pacjentów posiadających uzębienie resztkowe. Według Spiechowicza widoczny na poniższym schemacie wszczep stomatologiczny to ciało obce "wszczepione" w obrębie jamy ustnej w procedurze chirurgicznej i mające spełnić funkcję filaru protetycznego (Rys. 1). [5].

Wszczepy dentystyczne, ze względu na umiejscowienie można podzielić następująco:

- wszczepy wewnątrzśluzówkowe,
- wszczepy pododkostnowe,
- wszczepy endodontyczne śródkostne,
- wszczepy przezkostne,
- wszczepy śródkostne.



Rysunek 1. Schemat implantu protetycznego osadzonego w zębodole [2]

Figure 1. Scheme of prosthetic implant placed into tooth socket [2]

Najczęściej stosowaną metodą leczenia implantologicznego są wszczepy śródkostne. Mogą być stosowane w szczęce jak i w żuchwie służąc, jako podbudowa do uzupełnień braków zębów zarówno pojedynczych jak i częściowych oraz całkowitych. Wg Nearta i wsp. wszczepy śródkostne można podzielić na dwie grupy. Pierwsza, w której podczas pozabiegowego obumarcia kości dochodzi do otoczenia wszczepu łącznotkankową błoną,

druga, – gdy dochodzi do integracji wszczepu z kością na znacznej powierzchni [5]. Obecnie najczęściej stosowane są 4 podstawowe grupy kształtów wszczepów, pomimo różnorodności systemów implantologicznych [5]:

- wszczepy w kształcie płytki (krążka) zwane żyletkowymi,
- wszczepy cylindryczne,
- wszczepy śrubowe,
- wszczepy ramowe,

3. Biomateriały metalowe stosowane na korony i mosty

Stopy z metali szlachetnych na osnowie:

- złota,
- srebra,
- palladu.

Stopy metali nieszlachetnych na osnowie:

- niklu (z dodatkiem Mo, Cr, Nn),
- kobaltu (z dodatkiem Cr, Mo),
- tytanu (czysty Ti, z dodatkiem Al, V, Nb, Ta),
- żelaza (z dodatkiem Cr, Ni, Mo) [2].

W protetyce stomatologicznej wykorzystywane są metale szlachetne, nieszlachetne i ich stopy. Najczęściej stosowane są stopy oparte na chromie, kobaltie, niklu i tytanie [1].

Każdy biomateriał metalowy wprowadzony do jamy ustnej musi spełniać poniższe wymagania [2]:

- dobra biokompatybilność w tkankach i płynach narządu stomatognatycznego. Biozgodność jest miarą odpowiedzi organizmu na działanie ciała obcego. Dopuszczalne jest stosowanie materiałów bioobojętnych i bioaktywnych, zależnie od funkcji i miejsca w organizmie,
- odpowiednie własności mechaniczne (wytrzymałość na ściskanie, ścinanie, zgniatanie, rozciąganie, ciągliwość twardość oraz odporność na ścieranie),
- brak inicjacji niekorzystnych reakcji w tkankach okołowszczepowych,
- określone i trwałe cechy estetyczne,
- określone własności organoleptyczne (smakowe i zapachowe).

Biomateriały używane w protetyce stomatologicznej mają swój własny, specyficzny zespół własności, który jest zdeterminowany szczególnymi warunkami anatomiczno-fizjologicznymi występującymi w środowisku jamy ustnej. Dodatkowo własności zależne są od potrzeb wykorzystywanej techniki wytwarzania oraz użytkowania danej protezy (2). Metaliczne materiały stomatologiczne zaliczane są do bioobojętnych, pomimo występującego problemu toksyczności oraz alergii na związki powstające w procesie korozji metalu w środowisku jamy ustnej [1]. Warunki jamy ustnej są bardzo specyficzne ze względu na obecność śliny, zmiany temperatury i pH środowiska co wiąże się z tym możliwością powstania korozji elektrochemicznej metalowych części protez. Ma ona miejsce przy zastosowaniu stopów o różnych potencjałach i niejednorodnej strukturze, co skutkuje powstaniem ogniwa galwanicznego, gdzie funkcje elektrody pełnią elementy metalowe, a ślina jest elektrolitem przewodzącym. W takich warunkach wytwarza się potencjał korozyjny stopu, który mierzony jest w ślinie w odniesieniu do wodorowej elektrody. Prąd, który przepływa od stopu mniej szlachetnego, czyli anody do stopu bardziej szlachetnego – katody, powoduje korodowanie stopu mniej szlachetnego. Jony metali tego stopu pojawiają się w ślinie stanowiąc w różnym

stopniu zagrożenie zdrowotne, ponieważ forma zjonizowana wykazuje większą aktywność biologiczną. Takie same zjawisko może wystąpić w obrębie tego samego stopu, jeśli posiada on niejednorodną budowę, która powstała w wyniku wadliwej obróbki [4]. Powstają wówczas ogniwa lokalne (korozja międzykrystaliczna) będąca wynikiem istnienia obszarów o zróżnicowanym składzie chemicznym. Dodatkowo przy szybkim chłodzeniu stopu może powstać gruboziarnista struktura, która jest mniej wytrzymała i wykazuje w środowisku jamy ustnej zwiększoną podatność na korozję [8].

Odporność na korozję stopów dentystycznych jest zależna od ich zdolności do pasywacji, czyli wytworzenia na ich powierzchni cienkiej warstwy tlenków, które posiadają właściwości ochronne. Gdy dojdzie do miejscowego zniszczenia warstwy pasywnej pokrywającej stop na granicy metal – tlenek bądź elektrolit – tlenek powstanie ogniwo lokalne o charakterze korozji wżerowej (działanie ogniwa galwanicznego) albo korozji szczelinowej (zróżnicowane natlenienie) co będzie skutkowało uszkodzeniem uzupełnienia protetycznego. [8]

Każdy stop metalu dopuszczony do handlu, jako stomatologiczny biomateriał musi być odpowiednio opisany. Konieczne są dane dotyczące:

- składu chemicznego składników o zawartości >2% oraz przeznaczenia stopu
- gęstości (g cm⁻³) oraz granicy plastyczności Re₀₂ (Mpa)
- wydłużania względnego (%)
- modułu sprężystości E (Gpa)
- twardości (HV)
- temperatury likwidusu oraz solidusu (°C)

Dodatkowo konieczne jest załączenie dokładnej instrukcji stosowania oraz informacji o zawartości niklu, który może być dodatkowym zagrożeniem dla niektórych pacjentów ze względu na własności alergenne [1]. Częstość alergii na niektóre związki chemiczne zestawu podstawowego w 26 ośrodkach dermatologicznych ESSCA: [9]

- Nikiel: 20,1 %,
- Kobalt: 6,7 %,
- Chrom: 4,4%.

Bardzo istotną rolę w biomechanice inżynierskiej odgrywają prace nad modelowaniem obiektów rzeczywistych z wykorzystaniem metod elementów skończonych mające za zadanie ocenę własności statycznych oraz dynamicznych. Użyteczność biomateriału wymaga specjalnej weryfikacji eksperymentalnej wykorzystującej różne rodzaje stymulacji, co zdecyduje o przydatności klinicznej. Poza badaniem własności fizykochemicznych biomateriału metalowego, wymagane jest przeprowadzenie badania biologicznego z wykorzystaniem tkanek zwierzęcych. Dzięki temu możliwe jest ujawnienie reakcji toksykologicznych, alergologicznych oraz innych możliwych efektów drażnienia tkanek [2].

4. Materiały ceramiczne

Materiały ceramiczne posiadające kontrolowaną aktywność powierzchniową umożliwiają bezpośrednio, chemiczne połączenie wszczepu z kością. Dodatkowo ich korzystnymi cechami jest doskonała odporność na korozję. Szkło biologiczne (wapń i fosfor w odpowiednich proporcjach) pobudza reakcję stymulującą formowanie kości. Wadą materiałów ceramicznych jest ich mała odporność mechaniczna, przede wszystkim – duża łamliwość. Obecnie stosowane są poniższe materiały. Fosforany wapnia (hydroksyapatyt) – kość z łatwością może wraść do ich powierzchni. Związki posiadające dużą porowatość i dużą resorpcję po pewnym czasie są zastępowane przez kość, z kolei wszczepy o bardziej zbitej strukturze

mogą resorbować się znacznie wolniej. Hydroksyapatytem można pokrywać wszczepy z innych materiałów w celu polepszenia ich połączenia z kością. Bioaktywne szkła i szkło ceramiczne. Posiadają zdolność łączenia się z kością dopiero po pokryciu specjalnym preparatem, pozwalającym na wytworzenie żelowej krzemowej otoczki pokrytej warstwą fosforanu wapnia. Węgiel, cechuje się mniejszą łamliwością w porównaniu z innymi materiałami ceramicznymi, jest jednak bardziej łamliwy niż metale. W stomatologii stosuje się węgiel pirolityczny i węgiel szklany. Tlenek cyrkonu- w stomatologii wykorzystuje się go do wykonywania wkładów, koron, mostów i implantów. Jest to związek bardzo wytrzymały na zginanie (1000 MPa).

Bioceramika mineralna:

- ceramika szklano – krystaliczna,
- ceramika szklana,
- skaleń potasowy bez kaolinu,
- rdzeniowa ceramika glinowa,
- ceramika leucytowa, konwencjonalna,

Porcelana dentystyczna charakteryzuje się doskonałą estetyką, głównie dzięki przezierności zbliżonej do szkliwa, stabilnością barwy oraz kształtu, biokompatybilnością, dużą wytrzymałością mechaniczną, szczególnie, jeśli jest wzmocniona podbudową metalową. Porcelana jest materiałem stosowanym na korony, na którym nie odkłada się płytka i najmniej podrażniającym przyzębie brzeżne. [7] Do wad tego materiału należy przede wszystkim kruchość i większa twardość niż szkliwo zębów, co powoduje nadmierne ścieranie zębów przeciwstawnych w sytuacji niedokładnego dopasowania zwarcia. Niekorzystnymi cechami jest także skomplikowana technologia wykonania, znaczna kurczliwość podczas napalania, konieczność stosowania kosztownej, skomplikowanej aparatury laboratoryjnej.

Porcelany dentystyczne można podzielić ze względu na temperaturę topnienia:

- wysokotopliwe – temperatura topnienia 1290-1370 C, skurcz 14-18% - Stosowane głównie do wytwarzania zębów porcelanowych w protezach ruchomych i do koron porcelanowych pochówkowych,

- średniotopliwe – temperatura topnienia 1090-1260 C, skurcz 15-19%,
- niskotopliwe – temperatura topnienia 860-1070 C, skurcz 16-20%.

Porcelana średnio i niskotopliwa stosowana jest do licowania koron oraz mostów, wykonywania licówek i wkładów oraz do napraw uszkodzonych elementów.

Porcelana występuje w kilku odmianach, jednak głównie składa się z [7]:

- skaleni – szpat polny (ortoklaz), nadaje przezierność i obniża temperaturę topnienia, skleja poszczególne składniki, zwykle stanowi 50-80% tworzywa,

- kwarcu – odpowiada za twardość, zmniejsza kurczliwość, zwiększa odporność chemiczną i transparentę, dodawany w ilości 15-20%,

- kaolinu – jest odpowiedzialny na stworzenie ogniotrwałego podłoża porcelany, podnosi wytrzymałość, wpływa na kolor, stanowi 5-60% tworzywa barwników, zwykle są to tlenki metali (możliwe jest także barwienie zewnętrzne przez malowanie powierzchni farbami Steela.

5. Połączenie metal-ceramika

Licowanie koron, jako filarów mostów we współczesnej protetyce jest najczęściej wykonywane metodą bezpośredniego napalania porcelany na konstrukcje metalową w piecu

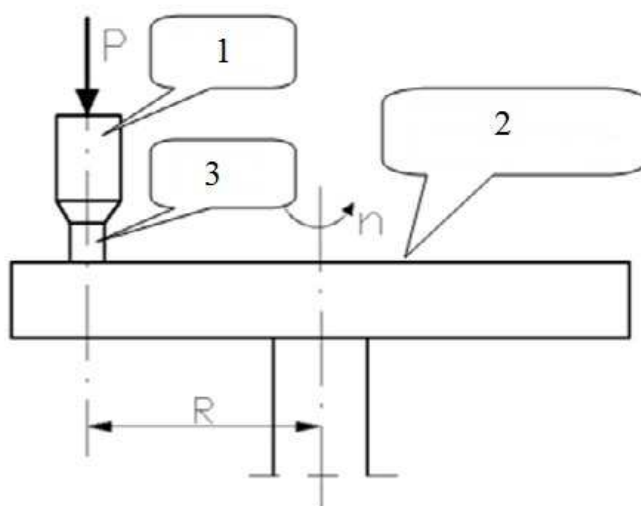
próżniowym. Taka technika umożliwia połączenie trwałe, bez konieczności zastosowania dodatkowej retencji mechanicznej w postaci specjalnych zaczepów. Korony i mosty z napalaną porcelaną składają się z odlanej z metalu podbudowy, która ściśle przylega do powierzchni opracowanych ścian zęba. Łączenie odbywa się dzięki termochemicznej reakcji tlenków metali ze specjalnym podkładem ceramicznym, który jest warstwowo napalany na konstrukcje metalową.[6] Podczas napalania porcelany tlenki te dyfundują z powierzchni metalu do topiących się mas porcelanowych, co zapewnia ich trwałe połączenie z metalem. Można zaobserwować silniejsze połączenie porcelany z metalem utworzone w atmosferze nasyconej tlenem. Dodatkowo siły van der Waalsa przyczyniają się do jeszcze lepszego zespolenia porcelany z metalem [7]. Układ metal – ceramika ze względu na zróżnicowane właściwości fizyczne i chemiczne współpracujących ze sobą materiałów stwarza problemy technologiczne dotyczące połączenia. W zastosowaniach stomatologicznych ograniczeniem dodatkowym jest konieczność dostosowania metod wytwarzania elementów protetycznych do warunków pracowni technika dentystycznego wykonującego indywidualne zamówienia. Dlatego poszukiwane są różnorodne metody łączenia oraz poszukiwane nowe zestawienia materiałów celem uzyskania najlepszego wyniku zarówno pod względem trwałości jak i estetyki [1]. Porcelana może być napalona na stopy złota, tytanu oraz stopy na bazie chromu, niklu i kobaltu. Najlepsze połączenie uzyskiwane jest ze stopami złota (83-87%) i platyny (6-26%). Jednakże w praktyce klinicznej stop ten ze względu na swoją plastyczność nie zapewnia wystarczającej sztywności podbudowy w mostach protetycznych o większym zasięgu lub zębami dowieszonymi. Szczególnie w przypadku dowieszenia zęba od strony dystalnej. Dodatkowo można zwiększyć siłę wiązania poprzez dodatek cyny, która ułatwia tworzenie tlenków na powierzchni stopu [6]. Trwałość połączenia podłoża z ceramiczną powłoką jest kluczowym czynnikiem decydującym o możliwościach jego wykorzystania. W przypadku implantów rozwarstwienie lub odprysnięcie licującej ceramiki prowadzi do konieczności wymiany korony ze względu zarówno na dyskomfort estetyczny, jak i utratę prawidłowego funkcjonowania. Zabieg ten wymaga użycia dużej siły mechanicznej i wiąże się z ryzykiem utraty implantu. Uszkodzenie warstwy wierzchniej w części stanowiącej mocowanie i bezpośrednio stykającej się z błoną śluzową może prowadzić do metalozy, pojawienia się stanów zapalnych i w konsekwencji do odrzucenia implantu [1]. Dla oceny jakości połączenia metal-ceramika najważniejszym parametrem jest współczynnik rozszerzalności cieplnej materiałów tworzących połączenie oraz wytrzymałość mechaniczną połączenia. Wykazano, że taka sytuacja jest najbardziej korzystna, gdy współczynnik rozszerzalności cieplnej porcelany jest nieznacznie niższy niż współczynnik metalu i różnica ta powinna wynosić około $0,5 \times 10^{-6} \text{K}^{-1}$. Znaczne zwiększenie tej różnicy może spowodować mikropełnięcia na granicy faz spowodowane powstaniem szczytkowych naprężeń rozciągających, co ostatecznie może być przyczyną uszkodzenia połączenia metal-ceramika. Stosowane obecnie rodzaje ceramiki posiadają jednak za duże różnice we współczynniku rozszerzalności liniowej przy połączeniu z metalami szlachetnymi i nieszlachetnymi. Dlatego stosuje się warstwy pośrednie mające na celu zmianę stanu naprężeń przy obróbce cieplnej a dodatkowo dzięki połączeniu dyfuzyjnemu poprawiają przyczepność. W literaturze brak potwierdzonych danych dotyczących współczynnika rozszerzalności termicznej nanometrycznych warstw tlenkowych. Uszkodzenie połączenia porcelana-metal może mieć kilka przyczyn. Gdy na powierzchni metalu wytworzy się niewystarczająco mała warstwa tlenków i wówczas połączenie będzie zbyt słabe. Także zbyt gruba warstwa tlenków może doprowadzić do uszkodzenia połączenia porcelana-metal w obrębie tej warstwy tlenków. Obecnie poszukuje się rozwiązań podwyższających trwałość układu metal-ceramika. Metal

przeznaczony do pokrycia ceramiką wymaga specjalnego przygotowania powierzchni. przygotowuje się ją tak, by uzyskać właściwą grubość warstwy tlenkowej w procesie utleniania wysokotemperaturowego bądź też stosuje się dodatkowe ceramiczne warstwy pośrednie.

5. Metody badań jakości połączenia metal – ceramika

Dla określenia stopnia adhezji warstw tlenkowych do powierzchni metalu oraz określenia wytrzymałości połączenia metal – ceramika stosuje się najczęściej następujące metody badawcze:

- próbę ścieralności
- próbę wytrzymałości na zginanie
- wytrzymałości na ścinanie.



Rysunek 2. Schemat urządzenia pin-on-disc gdzie: 1. Trzpień; 2. Tarcza przeciwpółkowa; 3. Próbka [4]

Figure 2. Pin-on-disc device scheme, 1. Mandrel; 2. Counter-sample disc; 3. Sample [4]

6. Test trzypunktowego zginania

Wytrzymałość mechaniczna połączenia badana np. testem zginania, skręcania, ścinania, rozciągania i przeciągania. ISO 9693:1999 (PN-EN ISO 9693:2002) zaleca test trzypunktowego zginania, co pozwala określić siłę powodującą oderwanie warstwy ceramicznej z połączenia metal -ceramika Norma ta dla ceramiki stomatologicznej powinna wynosić min. 25 MPa, dla metali szlachetnych wytrzymałość przewyższa tę wartość, natomiast połączenia ceramiki z tytanem nie zawsze spełniają tę minimalną wartość naprężenia zginającego. Stopy wysokotopliwe plasują się pośrodku.

Analiza badawcza

Omówione wyniki badań skorelowane z treścią artykułu przedstawiają siłę odrywającą porcelanę od dwóch różnych stopów z zachowaniem identycznych parametrów procesu [10].

Materiały użyte do badania:

- Stop 1: Ni63Cr23Mo10Si Fe1,5
- Stop 2: Co62Cr30Mo5,5 Fe0,7 C0,45Si1



Rysunek 3. Powielona próbka wzorcowa przed procesem odlewania [5]
Figure 3. Duplicated standard sample before casting proces [5]

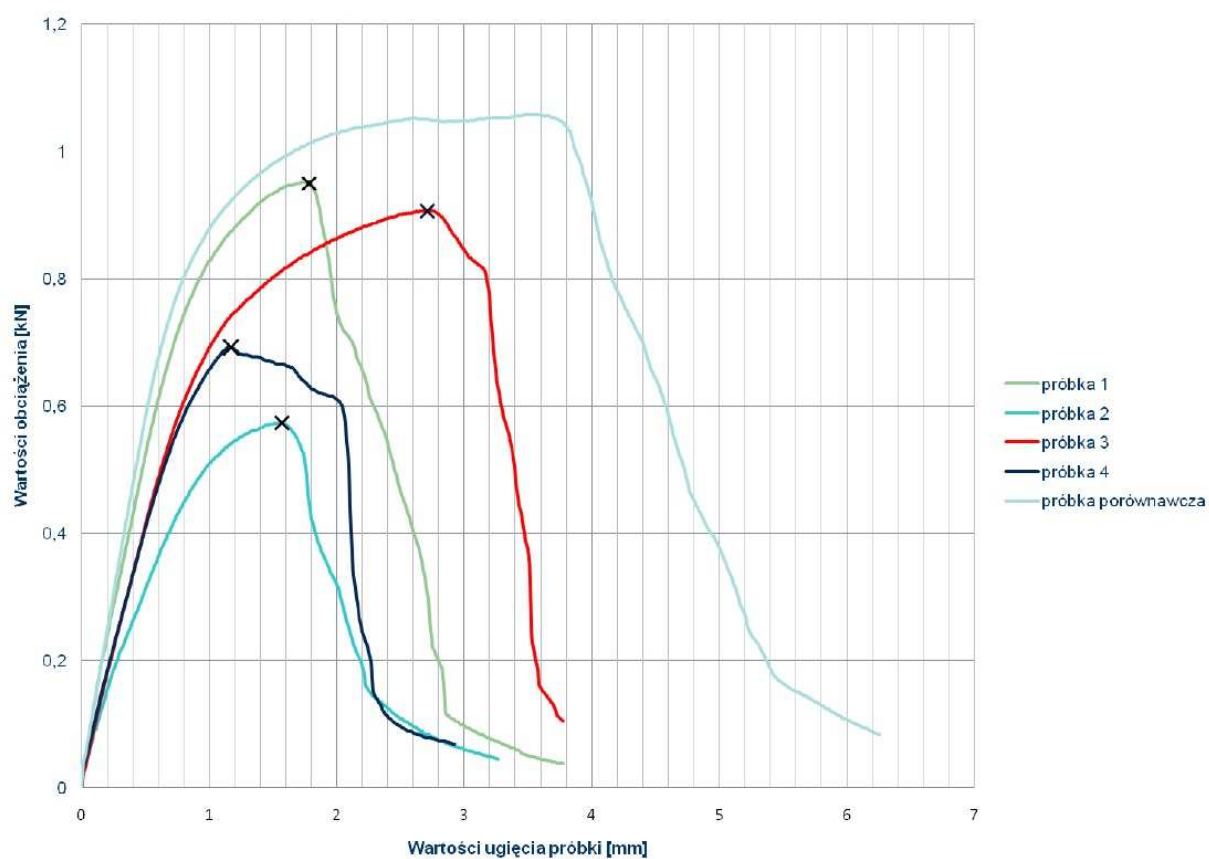


Rysunek 4. Próbki po odlaniu i napaleniu porcelany [5]
Figure 4. Samples after casting and porcelain placement [5]



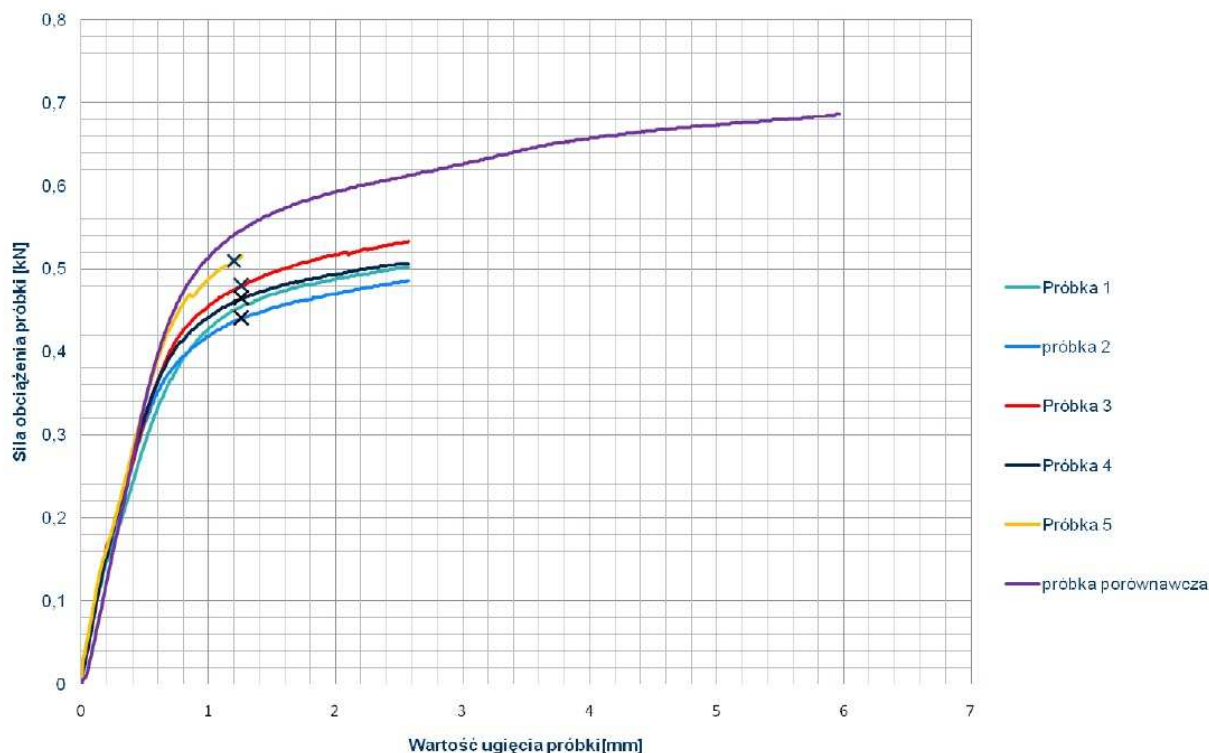
Rysunek 5. Przebieg badania na maszynie wytrzymałościowej [5]

Figure 5. Strength device investigation [5]



Rysunek 6. Wykres przedstawiający wartość ugięcia poszczególnych próbek wykonanych ze stopu nr 2 [5]

Figure 6. Chart that demonstrates deflection value of samples made of alloy nr 2 [5]



Rysunek 7. Wykres przedstawiający wartość ugięcia poszczególnych próbek wykonanych ze stopu nr 1 [5]

Figure 7. Chart that demonstrates deflection value of samples made of alloy nr 1 [5]

Na podstawie badania wyraźnie widać przewagę stopu chromowo-kobaltowego nad niklowo-chromowym. Większa powtarzalność wyników w przypadku stopu opartego na niklu może wynikać ze staranności wykonania próbki w odniesieniu do próbki ze stopem chromowo-kobaltowym.

7. Wnioski

W praktyce klinicznej materiałem o najlepszym stosunku wytrzymałości do jakości połączenia z ceramiką jest stop kobaltowo chromowy z dodatkiem molibdenu. Jednakże aby stop ten mógł zapewnić wysoką jakość połączenia niezbędne jest zachowanie prawidłowych procedur do których należą:

- dbałość o właściwe temperatury procesu,
- uwzględnienie współczynników rozszerzalności stopu i ceramiki,
- właściwa struktura proszku do piaskowania,
- przeprowadzenie procesu oksydacji przed napaleniem porcelany.

Zastosowanie praktyczne powyższych zasad gwarantuje uzyskanie pozytywnych, oraz co ważne powtarzalnych efektów a także pozwoli uniknąć konsekwencji utraty połączenia metalu z ceramiką.

LITERATURA

1. Surowska B., Biomateriały metalowe oraz połączenia metal- ceramika w zastosowaniach stomatologicznych, Lublin 2009
2. Marciniak J., Biomateriały, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002
3. Strona internetowa: <http://www.maloclinics.com/en/>
4. Majewski S., Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej, Wyd. Stomatologiczne SZS-W w Krakowie, Kraków 2000.
5. Spiechowicz E. - Protetyka stomatologiczna. Podręcznik dla studentów stomatologii. PZWL Warszawa, 2008
6. Majewski S.W. – Rekonstrukcja zębów uzupełnieniami stałymi. Wydawnictwo Fundacji Rozwoju Protetyki. Kraków 2005
7. Gołębowska M. i wsp.: Materiałoznawstwo protetyczne - skrypt. AM Białystok, 2003.
8. Kasperski J. Chladek G., Biomateriały, mechanika i eksperyment naukowy w stomatologii., Zabrze 2011
9. Kappert H., Bachmann K.: Reintitan als Alternativmetallin der restaurativen Zahnheilkunde (I) 1989
10. Bula D., Wytrzymałość połączenia metal-ceramika na wybranych podbudowach metalowych. Praca dyplomowa pod kierunkiem naukowym Dr inż. Macieja Dyzia. Ustroń

