

PROTETYKA

Materiały i technologie używane we współczesnej protetyce stałych uzupełnień zębowych – wady i zalety przedstawione na podstawie przeglądu piśmiennictwa i doświadczeń własnychJan K. Pietruski¹, Małgorzata D. Pietruska^{1, 2}¹ Praktyka stomatologiczna, Białystok, Polska² Zakład Chorób Przyzębia i Błony Śluzowej Jamy Ustnej UM, Białystok, Polska

STRESZCZENIE

W artykule dokonano prezentacji opinii dotyczących współcześnie używanych materiałów do wykonywania stałych uzupełnień protetycznych w oparciu o dane literaturowe i własne doświadczenia. Przedstawiono krótkie charakterystyki, właściwości i zastosowanie materiałów metalicznych i ceramicznych. Uwzględniono zarówno potencjalny wpływ omawianych materiałów na organizm ludzki, jak i ograniczenia stosowania wynikające z niedoskonałości samych materiałów oraz technologii ich obróbki.

Wstęp

Z wykopalisk archeologicznych wiemy, że pomysł wykorzystania zębów sąsiadujących z brakiem zębowym do umocowania protezy nie jest nowy. Takie konstrukcje wykonywane były już kilkaset lat p. n. e. przez Etrusków oraz w starożytnym Rzymie [1, 2]. We współczesnej stomatologii, której rzeczywisty rozwój miał miejsce w okresie ostatnich około 150 lat, doszło do istotnej ewolucji w zakresie możliwości leczenia protetycznego. O ile pod koniec wieku XIX i na początku XX wykonywano przede wszystkim protezy ruchome, o tyle współcześnie gałąź protetyki zajmująca się ruchomymi protezami jest spychana na plan dalszy, na skutek coraz częstszego zapotrzebowania i wykonywania protez stałych. Sytuacja ta wynika z wielu aspektów. Przede wszystkim rozwój stomatologii zachowawczej, periodontologii i endodoncji spowodował, że rzadziej dochodzi do konieczności usuwania zębów. Coraz powszechniejsze stosowanie wszczepów dentystycznych pozwala na wykonywanie stałych rekonstrukcji protetycznych w sytuacjach, w jakich kiedyś byłoby to niemożliwe. Zmiana sposobu pracy z pacjentem, ergonomia, sprzęt, metody i leki służące do znieczulenia oraz sedacji pozwalają na znacznie bardziej precyzyjną

pracę. Nabierający coraz większej dynamiki, oparty na informatyce rozwój technologii, stosowanych tak klinicznie jak i w laboratoriach protetycznych, otworzył nowe możliwości dotyczące zarówno samych materiałów, jak i precyzji ich obróbki.

Wachlarz wykonywanych współcześnie stałych uzupełnień protetycznych jest bardzo szeroki. Najmniejsze z nich – wkłady i nakłady koronowe są uzupełnieniami, których wytworzenie zaliczyć można zarówno do leczenia protetycznego jak i zachowawczego, tym bardziej że wykonywane są w różnych technikach, również takich, które nie angażują laboratorium protetycznego. Kolejne uzupełnienia uszeregowane w odniesieniu do ich rozległości to wkłady koronowo-korzeniowe, uzupełnienia adhezyjne typu licówek i nakładów, pełne i częściowe korony oraz mosty. Materiały stosowane do wykonania powyższych uzupełnień można podzielić na następujące grupy: metale i ich stopy, włókna syntetyczne, żywice i ich pochodne, materiały ceramiczne. Współcześnie ww. materiały obrabia się w oparciu o zarówno stare i sprawdzone technologie, jak i nowe wykorzystujące możliwości informatyki. Podstawowe materiały służące do wykonywania stałych uzupełnień protetycznych to metale i ceramiki dentystyczne. Włókna syntetyczne oraz żywice i ich pochodne używane są przede wszystkim do wykonywania uzupełnień tymczasowych oraz do licowania.

Adres do korespondencji:
ul. Waszyngtona 1/34,
15-269 Białystok

Ryc. 1. Galwanoforミング. Na zębie 45, podbudowa pod koronę licowaną ceramiką wykonana metodą galwanoforミングu. Na zębach przednich sub-struktura składająca się z elementów galvanoaformowanych spawanych laserowo do części odlewanej.

Fig. 1. Electroforming. On tooth No 45 coping made with electroforming technology. On front teeth substructure is made of electroformed copings laser welded with cast pontic.



Metale i ich stopy

Metalem stosowanym w protetyce najdłużej jest złoto. Przez wiele lat nie używano (z wyjątkiem płatków złota do wypełniania ubytków) czystego złota lecz jego stopy, bowiem właściwości mechaniczne złota bez domieszek nie były wystarczające. Złoto jako metal szlachetny, kosztowny, przez lata uważany był za najlepszy do wykonywania uzupełnień protetycznych, bezpieczny i trwały. Stopy złota, w których początkowo ze złotem mieszało się miedź i srebro, z czasem ulepszono, dodając inne metale poprawiające ich właściwości mechaniczne i odlewnicze. Obecnie, na podstawie zawartości złota w stopie wyróżnia się następujące stopy: o dużej zawartości złota (co najmniej 75%), o średniej zawartości złota (25–75%) oraz o niskiej zawartości złota (nie więcej niż 25%). Większość receptur składu stopów o dużej zawartości złota opiera się na formułach opracowanych wiele lat temu, według których powinny one zawierać 75% złota i metali z grupy platynowców – platyny, palladu, irydu, rodu, rutenu, osmu. Pozostałe metale – miedź, srebro, gal, nikiel, tytan, cynk, ind oraz żelazo dodawane są w ilości do 25% i stanowią dodatki stopowe.

Konfiguracje składu procentowego dostępnych na rynku stopów są różne w zależności od zastosowanego stopu i producenta np.: Au 86,6% Pt10,4%; Au 83,8% Pt 8,3% Pd 4,8%; Au 73,8% Pt 8,5% Ag 8,9% Pd 5,4%; Au 86,7% Pt 10,7% Zn 1,5% Rh 0,5% Mn 0,3% In 0,1%. Z reguły producenci stopów dostarczają również kompatybilne masy osłaniające, których rozszerzalność termiczna dopasowana jest do konkretnego stopu. Przez



Ryc. 2. Pęknięcia i odpryski ceramiki licującej na koronie na podbudowie wykonanej metodą galwanoforミングu.

Fig. 2. Ceramic cracks and chipping on crown made on electroformed coping.

wiele lat uważano, że stopy złota są najlepszym materiałem na stałe uzupełnienia protetyczne, w związku z czym wykonywano z nich wkłady i nakłady koronowe, wkłady koronowo-korzeniowe, korony i mosty zarówno licowane, jak i nielicowane, wykorzystując początkowo metody kucia/ciągnięcia, potem odlewu. Około 20 lat temu wprowadzono do powszechnego użycia w stomatologii czyste złoto uzyskiwane metodą elektrolityczną powszechnie nazywaną galwanoforミングiem. Złoto uzyskiwane w procesie elektrolizy jego soli nie ma praktycznie domieszek (99,99%Au), natomiast jego właściwości mechaniczne są zupełnie



Ryc. 3. Brak fragmentu korony wtórnej wykonanej metodą galwanoformingu w szkieletcie protezy.

Fig. 3. Part of secondary electroformed crown missing in denture framework.

inne niż czystego odlewane złota. Wynika to z innej, bardziej uporządkowanej mikrostruktury krystalicznej metalu uzyskiwanego w ten sposób. W latach 90. XX w. wiele firm wprowadziło na rynek niewielkie urządzenia umożliwiające wykorzystanie galwanoformowanego złota w małych pracowniach dentystycznych. Stosowano je do wykonywania wkładów koronowych metalowo-ceramicznych, koron teleskopowych, podbudów koron i mostów. W tych ostatnich galwanoformowane podbudowy były wklejane lub spawane laserem do przeseł wykonywanych metodą odlewu (Ryc. 1). Z braku domieszek innych metali oraz technologii elektrolitycznej wynikać miały liczne zalety tego materiału – wysoka szczelność brzeżna, homogenność struktury, lepsza estetyka warstwy licującej wynikająca z koloru i cienkiej grubości podbudowy, biogodność i brak reakcji alergicznych, oszczędność materiału [3, 4]. Jednak długoterminowe obserwacje kliniczne nie potwierdziły, aby materiał ten był tak doskonały, jak na początku sądzono. Stwierdzono, że odbudowy galwanoformowane są jednak za mało wytrzymałe mechanicznie, aby mogły być stosowane w stałych uzupełnieniach protetycznych, a brak warstwy tlenków nie zapewnia odpowiednio mocnego połączenia pod-

budowy z licującą ceramiką. Prowadzi to do częstych uszkodzeń mechanicznych, odprysków i kruszenia się licowań (Ryc. 2). W mostach klejonych z oddzielnie przygotowanych przeseł i koron uszkodzeniom ulegają najsłabsze punkty – łączenia. Uwagę zwraca również fakt, że mimo mniejszego zużycia złota koszt wykonania podbudów jest wysoki [5]. Duże nadzieje wiązano z zastosowaniem galwanoformingu do wykonywania protez ruchomych na koronach podwójnych, ale i tu słaba wytrzymałość oraz podatność na odkształcenia okazały się cechami prowadzącymi do zbyt częstych uszkodzeń protez [6] (Ryc. 3).

Powszechna opinia o przewodzie złota i jego stopów nad innymi materiałami stosowanymi w protetyce wydaje się być efektem powtarzanych od lat sloganów i nie popartych dowodami naukowymi opinii o wyjątkowych właściwościach złota i jego biokompatybilności, z czym wiąże się i wiązało już w starożytności stosowanie złota i jego związków w lecznictwie. Bakteriostatyczne działanie złota wykazał w 1920 roku Robert Koch, ale w rzeczywistości było to działanie cyjanku złota na konkretne bakterie – *Mycobacterium tuberculosis* [7]. Związki złota stosowane są w leczeniu reumatoidalnego zapalenia stawów, ale leczenie to obciążone jest częstymi efektami ubocznymi dotyczącymi zarówno przewodu pokarmowego, jak skóry i błon śluzowych [8]. Mit o braku właściwości alergizujących złota również nie znajduje potwierdzenia w literaturze. Opisano wiele przypadków alergii na złoto i jego sole, oceniając, że dotyczy to 5–15% populacji [9–13]. W publikacji Vammes i wsp. [14] z 2000 roku zaprezentowano dwa przypadki ciężkiej alergii kontaktowej objawiającej się: występowaniem pieczenia i swędzenia błony śluzowej jamy ustnej, utratą smaku, zapaleniem skóry twarzy, a nawet liszajowatością skóry tułowia i ud będącej wynikiem użytkowania stałych uzupełnień protetycznych wykonanych ze stopów złota. W opisywanych przypadkach objawy skórne ustąpiły po usunięciu z jamy ustnej uzupełnień wykonanych ze stopów złota.

Trudna dostępność oraz wysokie ceny stopów z dużą zawartością złota spowodowały, że od lat szukano metali, które mogłyby złoto zastąpić. Opracowano stopy nazywane czasem półszlachetnymi, w których głównymi składnikami są srebro i pallad, oraz stopy nieszlachetne oparte na bardziej dostępnych metalach, takich jak nikiel, chrom, kobalt, molibden, żelazo, tytan, wanad, glin, niob, tantal i wolfram. Stopy srebrowo-palladowe zawierają ok. 45% srebra, 24% palladu, 15% złota, 15% miedzi, 1% cynku, mogą zawierać niewielką ilość indu. Wprowadzono je w latach 60. ubiegłego wieku jako substytut drogich stopów o dużej zawartości złota. Mimo zadowalających właściwości mechanicznych nie są po-



Ryc. 4. Mosty metalowo-ceramiczne po ponad 15 latach użytkowania. Pomijając problem periodontologiczny, konstrukcja mostów pozostała prawie nienaruszona.

Fig. 4. Porcelane fused to metal bridges after over 15 years of service. Regardless of periodontal problem bridges are almost intact.



Ryc. 5. Pęknięcie trójczłonowego mostu z ceramiki tłoczonoj wzmacnianej dwukrzemianem litu.

Fig. 5. Crack of three unit bridge made of pressed ceramic reinforced with lithium disilicate.



Ryc. 6. Korona odłamana z zębem filarowym 12.

Fig. 6. Crown fractured with abutment tooth No 12.



Ryc. 7. Pęknięcie korony Procera na powierzchni podniebiennej.

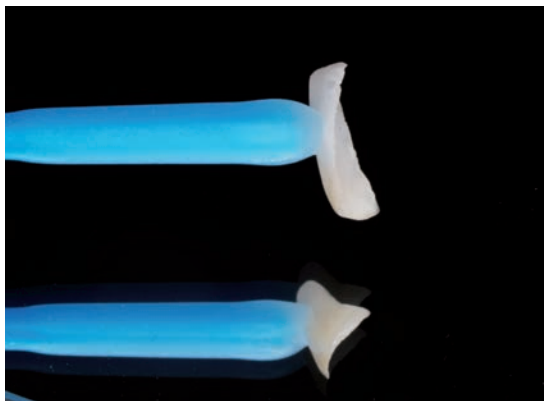
Fig. 7. Procera crown fractured on palatal aspect.

zbawione wad. Są trudne w obróbce oraz w pewnych przypadkach podatne na korozję, czego efektem jest dyfuzja jonów srebra do otaczających tkanek. Reakcje te są szczególnie widoczne w zębach, w które wcementowano wkłady koronowo-korzeniowe ze stopów srebrowo-palladowych [15]. Korzenie zaopatrzone takimi wkładami koronowo-korzeniowymi szybciej ulegają degradacji niż po zastosowaniu wkładów odlewanych ze stopów nieszlachetnych. Stosowane w protetyce stopy całkowicie pozbawione metali szlachetnych to stopy kobaltowo-chromowe, niklowo-chromowe oraz tzw. stale chromowo-niklowe. Najstarsze z nich opracowano na początku XX w., zawierają około 60% kobaltu, 30% chromu, 6-8% molibdenu, a 2% stanowią pozostałe dodatki stopowe. Vitalium, pierwszy stop CoCr wyprodukowany w Niemczech w Zakładach Kruppa zawierał: kobalt - 62,5%, chrom - 30,8%, molibden -

5,1%, mangan - 0,5%, węgiel - 0,4%, krzem - 0,3%, żelazo - 0,4%. Technologia odlewu tych stopów jest trudna i czuła na błędy w wykonawstwie, wymaga wysokich temperatur około 1300-1600°C.

Głównym składnikiem stopów niklowo-chromowych jest nikiel, którego zawartość wynosi 70-80%. Oprócz tego pierwiastka, w ich skład wchodzi: chrom (10-30%), molibden (6-9%), wolfram, magnez, beryl i inne składniki (do 2%). Trzecia grupa stopów dentystrycznych to stale chromowo-niklowe, które składają się z: 18-20% chromu, 8-10% niklu i poniżej 0,2% węgla. Obecnie straciły na popularności, ale w czasach kiedy korony wykonywano metodą kucia i ciągnięcia, były częściej stosowane ze względu na ich dużą plastyczność i możliwość obróbki na zimno.

Mimo że na potrzeby protetyki opracowano tak wiele materiałów metalicznych, to żaden z dostępnych sto-



Ryc. 8. i 9. Bardzo cienka licówka ceramiczna niewymagająca preparacji przyklejona do mezjalnej powierzchni zęba 11. w celu jego poszerzenia i upodobnienia kształtu do zęba 21.

Fig. 8., 9. Widening of mesial aspect of tooth No 11 to make it look more like 21 by thin non-prep porcelain veneer.

pów nie jest uniwersalny i nie łączy wszystkich cech, jakich wymagają różnego rodzaju uzupełnienia protetyczne. W codziennej praktyce klinicznej stomatolog zmuszony jest niejednokrotnie do wprowadzenia do jamy ustnej dwóch lub nawet większej liczby materiałów metalicznych, różniących się składem i własnościami fizykochemicznymi, co niesie z sobą ryzyko korozji metalowych części protez. Podział stopów na szlachetne i nieszlachetne oparty jest między innymi na ich oporności lub podatności na korozję. Do korozji może dojść w środowisku jamy ustnej, a prawdopodobieństwo wystąpienia tego zjawiska wzrasta, jeżeli w jamie ustnej znajdują się dwa różne stopy. Towarzysząca korozji dyfuzja jonów może wpływać negatywnie na organizm ludzki czy to poprzez generowanie reakcji cytotoksycznych, czy też alergicznych. Najczęściej opisywane są reakcje na nikiel, ale jak się okazuje, złoto i pallad są również częstymi alergenami [16–20].

W praktyce klinicznej patologiczne reakcje na metaliczne składniki protez stałych nie są na szczęście często spotykane. Być może wynika to z faktu, że rzadko obecnie wykonuje się uzupełnienia wyłącznie metalowe. Przeważnie są one licowane ceramiką, co albo kompletnie izoluje metal korony od środowiska jamy ustnej, albo pozostawia cieniutki przydziąsłowy pasek metalu o niewielkiej powierzchni. Jednak liczne publikacje dotyczące toksyczności metali, nie wyłączając złota, skłaniają do ostrożniejszego stosowania metalowych rekonstrukcji w protetyce stomatologicznej, tym bardziej że, pomijając stomatologiczny aspekt, problem alergii sukcesywnie narasta.

Materiały ceramiczne

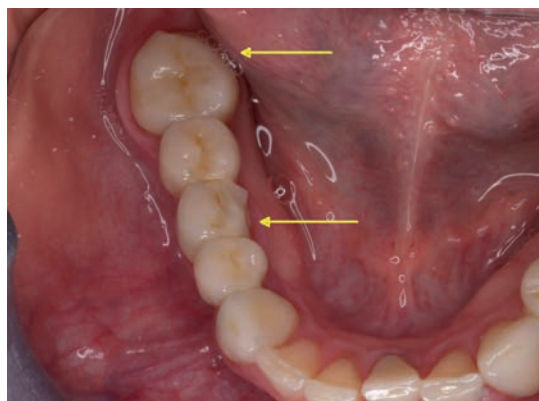
Z perspektywy biokompatybilności obojętne dla organizmu są materiały ceramiczne. O ile przed laty ich

zastosowanie ograniczało się wyłącznie do licowania stałych uzupełnień protetycznych bądź wykonywania zębów do protez, o tyle obecnie zastosowanie ich jest znacznie szersze. Na przestrzeni ostatnich kilkunastu lat dokonano znaczącego postępu w technologii dotyczącej materiałów ceramicznych. Możliwe stało się wykonywanie rozległych stałych protez zębowych obejmujących pełny łuk zębowy, pozbawionych elementów metalowych, charakteryzujących się większą precyzją wykonania niż tradycyjnie odlewane konstrukcje.

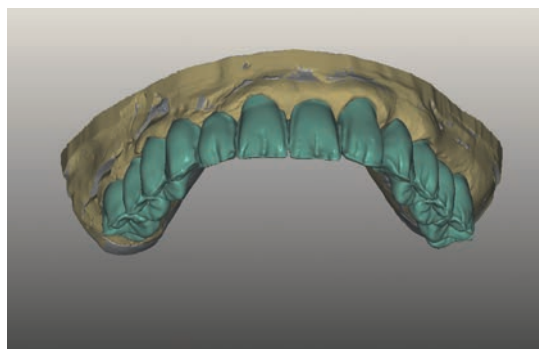
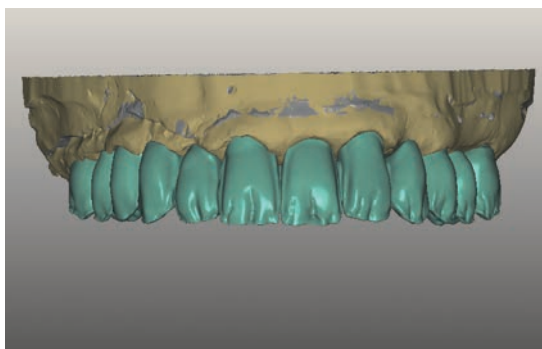
Ceramika w protetyce stosowana była już w XIX w. Do wykonywania koron zaczęto ją stosować pod koniec XIX w., napalając ceramikę skaleniową na modelu pokrytym cienką folią platynową lub palladową [21]. Korony te były bardzo mało wytrzymałe mechanicznie, tym bardziej że nie znano jeszcze metod osadzania koron metodami adhezyjnymi. Dopiero opracowanie w latach 50. XX w. metody napalania porcelany na metal spowodowało, że ceramikę zaczęto używać powszechniej do licowania nie tylko pojedynczych koron, ale także mostów. Dalej jednak były to uzupełnienia metalowo-ceramiczne z wszystkimi wcześniej wymienianymi wadami metali. Pod koniec XX w. modyfikacje ceramiki dentystycznej skupiały się na tworzeniu technologii umożliwiającej wykonanie stałych protez zębowych wyłącznie z materiałów ceramicznych dorównujących wytrzymałością uzupełnieniom metalowo-ceramicznym. Długoletnie obserwacje kliniczne udowodniły, że mosty metalowo-ceramiczne stały się „złotym standardem”, jako uzupełnienia trwałe i niezawodne. W badaniach Näpänkangas i wsp. [22] wykazano, że po 18 latach funkcjonowania odsetek mostów, które przetrwały, wyniósł 78%, a tych, które w dalszym ciągu funkcjonowały zadowalająco – 71% (Ryc. 4).



Ryc. 10. Struktura cyrkonowa pięciopunktowego mostu przed licowaniem.
Fig. 10. Zirconia five unit superstructure before veneering.



Ryc. 11. Odprysk ceramiki licującej w dwóch miejscach.
Fig. 11. Two porcelain chips.



Ryc. 12., 13. Wirtualny projekt monoblokowej struktury mostu, na powierzchniach licowych pozostawione miejsce dla grubszej warstwy ceramiki licującej, widoczne wymodelowane mamelony.
Fig. 12., 13. Digital project of monolithic bridge framework. On labial aspect space left for thicker layer of veneering porcelain, mamelons visible.



Ryc. 14., 15. Wstępnie charakteryzowana struktura po synteryzacji.
Fig. 14., 15. Initially characterised framework after sinterization.

Pierwsze mosty ceramiczne bez podbudowy metalowej zaczęto wykonywać pod koniec XX w. w systemie IPS Empress 2 firmy Ivoclar. Producent dopuszczał wykonywanie niezbyt rozległych mostów w przednich

odcinkach łuków zębowych. Wzmocnienie ceramiki formowanej metodą tłoczenia uzyskano przez dodatek kryształów dwukrzemianu litu. Materiał ten nie spełnił jednak oczekiwań, bowiem wyniki kliniczne nie były



Ryc. 16., 17. Wylicowany most po zacementowaniu.
Fig. 16., 17. Finished bridge after delivery.



Ryc. 18., 19. Łącznik z tlenku cyrkonu i korona całoceramiczna na implantie w pozycji 21.
Fig. 18., 19. Zirkonia abutment and full ceramic crown on implant in tooth No 21 position.

wystarczająco dobre. W licznych badaniach klinicznych odsetek powikłań w postaci pęknięć mostów wynosił 7–50%, przy czym żaden z mostów nie funkcjonował dłużej niż 8 lat [23] (Ryc. 5 i 6). Kolejne modyfikacje doprowadziły do opracowania ceramiki wzmacnianej tlenkiem glinu. Technologię tę wykorzystano w systemach Procera i In-Ceram. Mimo że producenci dopuszczali stosowanie tych systemów do wykonywania krótkich mostów w przednim odcinku łuku zębowego, wyniki kliniczne, szczególnie po dłuższym okresie obserwacji, wykazały zbyt częste pęknięcia [24] (Ryc. 7).

Równoległe z modyfikacjami systemów ceramiki dentystycznej, w latach 70. XX w. wprowadzono adhezyjne osadzanie rekonstrukcji protetycznych, wykorzystując materiały kompozytowe. Dzięki temu te systemy ceramiczne, które nie sprawdziły się w przypadku mostów, mogą służyć do wykonywania pojedynczych uzupełnień, również w odcinkach bocznych łuków zębowych, bowiem ich silne związanie z filarem za pomocą cementu kompozytowego znacznie zmniejsza prawdopodobieństwo pęknięć. Dzięki temu uzupełnienia cera-

miczne mogą być bardzo cienkie, co pozwala na bardzo mało inwazyjną preparację tkanek zębów bądź nawet jej eliminację (Ryc. 8 i 9).

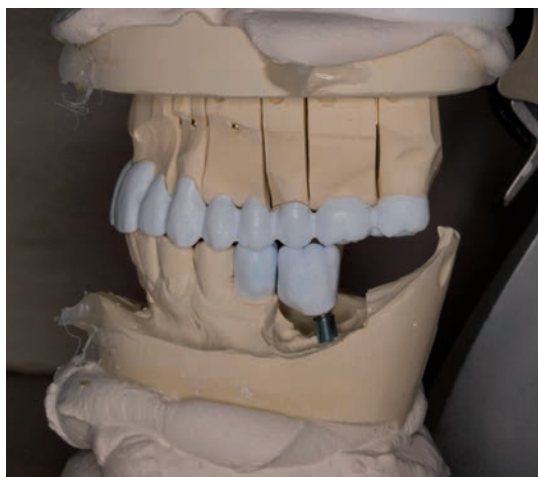
Dopiero wprowadzenie ceramiki na bazie tlenku cyrkonu pozwoliło na wykonywanie rozległych mostów osadzanych zarówno na naturalnych filarach, jak i na wszczepach. Uzupełnienia protetyczne wykorzystujące tlenek cyrkonu wykonywano początkowo podobnie jak korony i mosty metalowo-ceramiczne. Na podbudowę przypominającą kształtem podbudowę metalową napalano warstwę ceramiki licującej. Protezy stałe, które powstają w oparciu o tę technologię, obarczone są ryzykiem odprysków ceramiki licującej z powodu całkowitej obojętności chemicznej ceramiki cyrkonowej po procesie synteryzacji oraz braku stabilnego połączenia pomiędzy podbudową i ceramiką licującą. Niezależnie od systemu odsetek odprysków ceramiki jest znacząco wyższy niż w przypadkach mostów metalowo-ceramicznych. Wykazali to Heintze i Rousson [25] w przeglądzie piśmiennictwa, gdzie oceniono 8 różnych systemów wytwarzania struktur i 11 sys-

temów licowania (Ryc. 10 i 11). Dlatego obecnie popularności nabierają systemy monoblokowe, takie jak Prettau, Lava, Rainbow, gdzie struktura na bazie tlenku cyrkonu kształtem przypomina docelową koronę lub most, a napalana warstwa licująca jest bardzo cienka, nawet 0,2 mm. Pierwszym systemem, w którym zastosowano tę technologię jest Prettau firmy Zirkonzahn opracowany przez Enrico Stegera w pierwszej dekadzie XXI w. Problem odprysków ceramiki praktycznie został wyeliminowany. Modyfikacje systemu umożliwiły wstępne barwienie i cieniowanie struktury, co znacząco podniosło walory estetyczne prac protetycznych (Ryc. 12–17). Kilkuletnie obserwacje kliniczne stałych uzupełnień wykonywanych w tej technologii pozwalają na wyciągnięcie optymistycznych wniosków [26]. Abrazja zębów przeciwstawnych do rekonstrukcji z tlenku cyrkonu jest także mniejsza niż w przypadkach klasycznej ceramiki [27]. Ponad trzyletnie obserwacje własne blisko 400 punktów protetycznych, w tym wielu wspartych na wszczepach mostów obejmujących pełny łuk zębowy, potwierdzają, że system monoblokowy sprawdza się w praktyce klinicznej.

Wytrzymałość synteryzowanego tlenku cyrkonu stabilizowanego itrem jest tak duża, że możliwe jest także wykorzystanie tego materiału w implantoprotekcie. Na rynku dostępnych jest kilka systemów śródkostnych implantów ceramicznych. Mimo że pomysł nie jest nowy, a pierwsze implanty ceramiczne pojawiły się około 20 lat temu, obecnie wprowadzenie tlenku cyrkonu otwiera nowe możliwości. Właściwości tego materiału w aspekcie osteointegracji, biogodności z tkankami miękkimi i właściwości mechanicznych są porównywalne z tytanem. Większość doniesień na temat implantów z tlenku cyrkonu dotyczy implantów jednofazowych, gdyż ciągle problemem jest wykonanie implantów dwufazowych w tej technologii [28]. Pojawiły się także próby zastosowania implantów modelowanych indywidualnie w kształcie korzenia usuniętego zęba [29]. Wykorzystanie natomiast tego materiału do łączników protetycznych jest obecnie standardem w przypadkach, w których priorytetem jest osiągnięcie efektu estetycznego maksymalnie zbliżonego do estetyki naturalnego uzębienia. Technologie wykonania takich łączników są różne, a ich wytrzymałość mechaniczna wystraczająca [30] (Ryc. 18, 19).

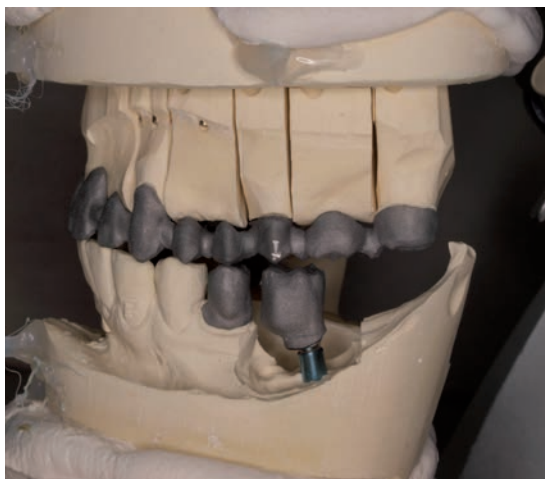
Technologia obróbki materiałów

Powyższe dane przedstawiają niejako ewolucję właściwości materiałów używanych obecnie do wykonywania stałych uzupełnień zębowych. Do znacznego postępu doszło również w technologiach ich obróbki. Przez lata podstawową metodą wytwarzania struktur protez



Ryc. 20–22. Po wirtualnym zaprojektowaniu pierwowzór mostów jest frezowany ze sztucznego tworzywa. Może być zweryfikowany wewnątrzustnie, zmodyfikowany w dowolny sposób.

Fig. 20–22. After Computer Aided Design prototypes of bridges are milled in plastic. They can be checked intra-orally and modified in many ways.



Ryc. 23–25. Po weryfikacji pierwotnego docelowa struktura jest wirtualnie zmniejszana o grubość ceramiki licującej i w takim kształcie selektywnie spiekana laserem z metalowego proszku.

Fig. 23–25. After intraoral verification final framework is digitally reduced of veneering porcelain thickness and then selectively laser welded from metal powder.

stałych była metoda traconego wosku stosowana zarówno do odlewu metali, jak i do tłoczenia ceramiki. Mimo że metoda ta była sukcesywnie udoskonalana, obarczona jest ciągle niedokładnościami wynikającymi z fizycznych parametrów używanych materiałów – skurczu wosku, rozszerzalności metali i mas osłaniających, zmiany i niejednorodności parametrów metali po stopieniu, lejułości stopu itp., które mają wpływ na precyzję i szczelność wykonywanych uzupełnień. Dodanie do tego niedokładności wynikających z właściwości materiałów wyciskowych i gipsów powoduje, że wykonanie idealnego pod względem dokładności i pasywności uzupełnienia nie jest możliwe [31]. Dlatego coraz większego znaczenia nabierają techniki CAD/CAM (*computer aided design/computer aided manufacturing*). Dzięki nim można pominąć wiele etapów potencjalnie generujących utratę precyzji wynikającą z fizycznych właściwości używanych materiałów.

Metodykę wykorzystującą CAD/CAM stosuje się obecnie zarówno przy obróbce metali, jak i ceramiki [32–34]. Aby ominąć odlew, podbudowę metalową można wykonać, stosując frezowanie lub selektywne topienie laserem. Technikę frezowania wykorzystywano już ponad dziesięć lat temu do wykonywania podbudów mostów z tytanu. Tytan, mimo że jest materiałem biokompatybilnym, ma jednak wiele cech, które ograniczają jego zastosowanie w technice dentystycznej. Napalanie ceramiki licującej jest trudne, a efekt estetyczny daleki od oczekiwań. Obecnie frezować można również stopy chromowo-kobaltowe. Ze względu na wirtualne projektowanie nadbudowy po skanowaniu modelu eliminuje się wszystkie niedoskonałości wynikające z metody traconego wosku. Inne rozwiązanie to selektywne topienie laserem SLM (*selective laser melting*). W tej metodzie podbudowa projektowana jest również wirtualnie po skanowaniu modelu. Następnie, za pomocą lasera CO₂ lub Nd:YAG, sproszkowany stop jest miejscowo nadtapiany warstwa po warstwie, przez co tworzy bardzo dokładną jednorodną strukturę o wysokich parametrach wytrzymałości mechanicznej [35] (Ryc. 20–25). Największy postęp w wykorzystaniu technologii CAD/CAM daje się jednak zauważyć w odniesieniu do materiałów ceramicznych, zarówno wzmocnianych dwukrzemianem litu, jak i na bazie tlenku cyrkonu. Podobnie jak w przypadku podbudów frezowanych lub selektywnie topionych laserem z metalu, w wykonawstwie prac ceramicznych również wyeliminowano etap modelowania pierwotnego kształtu przyszłej podbudowy projektowany jest cyfrowo. Projektowanie wirtualne umożliwia osiągnięcie doskonałych przekrojów i zachowanie jednolitej grubości ścian elementów,

o jakich trudno mówić przy ręcznym wykonaniu. Ma to bezpośredni wpływ na wytrzymałość konstrukcji w ustach oraz przekazywanie sił żucia na filary. Oprogramowanie umożliwia wygładzanie i zaokrąglanie powierzchni oraz kształtów projektowanych konstrukcji, eliminując czasochłonne etapy ręczne. Następnie zaprojektowana podbudowa jest wycinana z bloku wstępnie przygotowanego materiału i po nałożeniu farb koloryzujących (staining) jest synteryzowana w wysokich temperaturach przekraczających zwykle 1500°C przez wiele godzin, czasem ponad 10. W tym czasie dochodzi do około 20% skurczu objętości synteryzowanej podbudowy. Mimo tak skomplikowanej procedury dokładność wykonanych uzupełnień sięga 20 µm. Obecnie oprócz klasycznych pieców do synteryzacji dostępne są także energooszczędne piece mikrofalowe zapewniające bardziej równomierne ogrzewanie [36]. Po synteryzacji pozostaje nałożenie powierzchniowych warstw ceramiki licującej.

Zastosowanie techniki skanowania i frezowania umożliwia również eliminację klasycznych metod wykonywania uzupełnień tymczasowych, ich modelowania w wosku, puszkowania itd. Dzięki cyfrowej technice można wyfrezować gotowe lub przygotowane do podścielania wewnątrzustnego (*shells*) tymczasowe uzupełnienia z materiałów akrylowych. Oprogramowanie pozwala wykorzystać jako wzorzec istniejące uzębienie pacjenta, zaś przy jego braku modelowania kształtu można dokonać w oparciu o dostępne wzorce zębów. Również cyfrowo wykonuje się preparację zębów filarowych.

Opisana powyżej technologia CAD/CAM pozwala stopniowo eliminować słabe punkty wykonawstwa stałych uzupełnień protetycznych wynikające z niedoskonałości materiałów. Aktualnie nie do końca pozostał rozwiązany problem samego wycisku, który jest początkowym etapem wykonania każdej protezy i który obarcza wszystkie następujące po nim procedury niedokładnościami wynikającymi ze skurczu mas wyciskowych i ekspansji wiążącego gipsu. Próba ominięcia etapu wycisku są systemy skanerów wewnątrzustnych. Pierwsze skanery wymagały pokrycia pola protetycznego kontrastującym proszkiem, ułatwiającym pracę kamery skanera. W najnowszych skanerach procedura ta została wyeliminowana (*3Shape Trios*). „Wirtualny wycisk” pozwala uzyskać dokładniejsze dopasowanie konstrukcji, co jest szczególnie istotne w implantoprotetyce [37]. Technologia skanowania wewnątrzustnego nie jest jednak jeszcze doskonała. Łatwiej jest ją zastosować w rekonstrukcjach opartych wyłącznie na implantach, bowiem skanować można kodowane śruby wkręcone we wszczepty (np. system Encode 3i). Problem pojawia

się przy skanowaniu naturalnych filarów lub łączników, bowiem kamera skanera „nie widzi” szczegółów preparacji poddziałowej. Obecnie skanowanie całych łuków zębowych jest czasochłonne i wielokrotnie przekracza czas potrzebny do pobrania tradycyjnego wycisku. Koncepcja ta stosowana jest natomiast od lat przy wykonywaniu niewielkich rekonstrukcji – wkładów koronowych lub pojedynczych koron m. in. w systemie CEREC, którego już trzecia generacja dostępna jest na rynku, a pierwsza została zaprezentowana we wrześniu 1985 roku [38]. Zgodnie z zapewnieniami producenta, system ten pozwala na jednej wizycie zaopatrzyć pacjenta docelowym stałym uzupełnieniem protetycznym bez udziału laboratorium protetycznego. Doświadczenie kliniczne uczy, że jest to możliwe tylko w przypadku pacjenta, który nie ma wygórowanych oczekiwań estetycznych. W przeciwnym wypadku konieczna jest typowa charakteryzacja uzupełnienia wykonywana tradycyjnymi metodami, a więc wymagająca dodatkowego czasu i angażowania technika dentystycznego.

Mnogość technologii pojawiających się w technice dentystycznej powoduje, że stomatolog staje przed koniecznością wyboru tej najlepszej w konkretnym przypadku. Silne działania marketingowe firm dystrybuujących różnego rodzaju urządzenia wywierają presję na lekarzy, którzy często ulegają jej, nie sprawdzając, czy informacje marketingowe mają potwierdzenie w badaniach naukowych i obserwacjach klinicznych. Przykładem takiej sytuacji było chociażby rekomendowanie technologii galwanoformingu do wykonywania koron i mostów licowanych ceramiką. W ostatniej dekadzie XX w. wiązano z tą technologią duże nadzieje, co nie znalazło jednak potwierdzenia w obserwacjach klinicznych. Dokonując wyboru, należy zawsze traktować każdego pacjenta indywidualnie i opierać się na danych potwierdzonych badaniami klinicznymi o długim czasie obserwacji. Rozwój technologii cyfrowej oraz ciągłe udoskonalanie materiałów ceramicznych skłania do wniosku, że należy się spodziewać coraz częstszego ich stosowania i odchodzenia od wykorzystywania metali w stałych uzupełnieniach protetycznych. Pozwoli to na eliminację potencjalnego negatywnego toksycznego i alergizującego wpływu metali na organizm. Wraz z upowszechnieniem systemów ceramicznych i ciągłym wzrostem kosztów metali szlachetnych przelicznik finansowy również przemawiać będzie na korzyść materiałów ceramicznych.

PIŚMIENNICTWO

1. Wajs S. Wybrane wydarzenia z historii dentystyki. Sanmedia, Warszawa 1994.

2. Minozzi S, Fornaciari G, Musco S, Catalano P. A gold dental prosthesis of Roman Imperial Age. *The American Journal of Medicine* 2007; 120: e1-e2.
3. Pietruska M, Pietruski J. Zastosowanie techniki galwanoforingu w protetyce. *Protet. Stomatol.* 2004; 54: 352-356.
4. Jedynak B, Szczurek P. Zastosowanie techniki galwanoforingu w protetyce stomatologicznej. *Protet. Stomatol.* 2010; 60: 61-66.
5. Pietruski JK, Pietruska M. Zastosowanie techniki galwanoforingu do wykonania koron teleskopowych. *Protet. Stomatol.* 2001; 51: 230-235.
6. Pietruski JK, Pietruska M, Sajewicz E. A long term follow – up study of conical crown-retained dentures with different technologies. *Int J Periodontics Res Dent* 2012; 32: 467-475.
7. Daniel MC, Astruc D. GNPs: assembly, supramolecular chemistry, quantum-size related properties, and applications toward biology, catalysis, and nanotechnology. *Chem Rev* 2004; 104: 293-346.
8. Panyala NR, Peña-Méndez AM, Havel J. Gold and nano-gold in medicine: overview, toxicology and perspectives. *J Appl Biomed* 2009; 7: 75-91.
9. Kligman A.M. The identification of contact allergens by human assay. III. The Maximization Test. A procedure for screening and rating contact sensitizers. *J Invest Derm* 1966; 47: 393-409.
10. Möller H. Dental gold alloys and contact allergy. *Contact Dermatitis* 2002; 47: 63-66.
11. Fowler J. Jr, Taylor J., Storrs F, Sherertz E, Rietschel R, Pratt M, et al. Gold allergy in North America. *Am J Contact Dermatitis* 2001; 12: 3-5.
12. Rudzki E. Alergeny (odcinek 34) – złoto. *Medycyna Praktyczna* 1997; 12: 153.
13. Ahlgren C., Ahnide I, Björkner B, Bruze M, Liedholm R, Möller H, Nilner K. Contact allergy to gold is correlated to dental gold. *Acta Derm Venereol* 2002; 82: 41-44.
14. Vamnes JS, Morken T, Helland S, Gjerdet NR. Dental gold alloys and contact hypersensitivity. *Contact Dermatitis* 2000; 42:128-133.
15. Beck KA, Sarantopoulos DM, Kawashima I, Berzins DW. Elemental release from CoCr and NiCr alloys containing palladium. *J Prosthodont.* 2012;21:88-93.
16. Raap U, Stiesch M, Reh H, Kapp A, Werfel T. Investigation of contact allergy to dental metals in 206 patients. *Contact Dermatitis.* 2009; 60: 339-343.
17. Ehrnrooth M, Kerosuo H. Face and neck dermatitis from a stainless steel orthodontic appliance. *Angle Orthod.* 2009 Nov; 79: 1194-1196.
18. Fors R, Stenberg B, Stenlund H, Persson M Nickel allergy in relation to piercing and orthodontic appliances – a population study. *Contact Dermatitis.* 2012; 67: 342-350.
19. Retamoso LB, Luz TB, Marinowicz DR, Machado DC, De Menezes LM, Freitas MP, Oshima HM. Cytotoxicity of esthetic, metallic, and nickel-free orthodontic brackets: cellular behavior and viability. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012; 142: 70-74.
20. Galoi R, Ribeiro RF, Silveira Rodrigues RC, Rocha II LA, Glória Chiarello de Mattos M. Effects of chemical composition on the corrosion of dental alloys. *Braz. Dent. J.* 2012; 23 (2).
21. Mierzwinska E, Szczurek P. Uzupełnienia ceramiczne. Postępowanie kliniczne i wykonawstwo laboratoryjne. *Med Tour Press International, Otwock* 2011.
22. Nääpänkangas R, Raustia A. An 18-Year Retrospective Analysis of Treatment Outcomes with Metal-Ceramic Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont.* 2011; 24: 314-319.
23. Makarouna M, Ullman J, Lazarek K, Boening KW. Six Year Clinical Performance of Lithium Disilicate Fixed Partial Dentures. *Int J Prosthodont.* 2011; 24: 204-206.
24. Vult von Steyern P. All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. *Swed Dent J Suppl.* 2005; (173): 1-69.
25. Heintze SD, Rousson V. Survival of Zirconia- and Metal-Supported Fixed Dental Prostheses: A systematic Review. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 493-502.
26. Rojas-Vizcaya F. Full Zirconia Fixed Detachable Implant-Retained Restorations Manufactured from Monolithic Zirconia: Clinical Report after Two Years in Service. *J Prosthodont.* 2011; 20: 570-576.
27. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, et al. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent.* 2012; 40: 979-988.
28. Prithviraj DR, Deeksha S, Regish KM, Anoop N. A systematic review of zirconia as an implant material. *Indian J Dent Res* 2012; 23: 643-649
29. Pirker W, Kocher A. Root Analog Zirkonia Implants: True Anatomical Design for Molar Replacement – A Case Report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2011; 31: 663-668.
30. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U.: Zirconia as a Dental Implant Abutment Material: A Systematic Review. *Int J. Prosthodont* 2010; 23: 299-309.
31. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit®-2 system. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 629-638.
32. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont.* 2012; 21: 413-424.
33. Maló P, de Araújo Nobre M, Borges J, Almeida R. Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *J Prosthodont.* 2012; 21: 256-264.
34. Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J.* 2011; 56 Suppl 1: 97-106.
35. Młynarski M, Borsuk-Nastaj B. Zastosowanie technologii selektywnego topienia laserem (SLM) w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych. *Protet stomatol* 2012; 62: 203-210.
36. Almazdi AA, Khajah HM, Monaco EA Jr, Kim H. Applying microwave technology to sintering dental zirconia. *J Prosthet Dent.* 2012; 108: 304-309.
37. Karl M, Graef F, Schubinski P, Taylor T. Effect of intraoral scanning on the passivity of fit of implant-supported fixed dental prostheses. *Quintessence Int.* 2012; 43: 555-562.
38. Mörmann WH. State of the Art of CAD/CAM Restorations. 20 Years of CEREC. *Quintessence Publ. Co. Ltd.* 2006.