

Materiały ceramiczne w stomatologii

LEK. DENT. MICHAŁ WYDRA¹, MGR INŻ. IWONA GRELOWSKA²

1. WOJEWÓDZKA PRZYCHODNIA STOMATOLOGICZNA IM. DR N. MED. ZBIGNIEWA ŻAKA W KRAKOWIE
2. AGH AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA, WYDZIAŁ INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ I CERAMIKI

WPROWADZENIE

Rosnąca świadomość pacjentów oraz stawiane przez nich wymogi estetyczne wymuszają stały rozwój technologiczny w dziedzinie stomatologii odtwórczej. Protetyka stomatologiczna jest specjalizacją, w której najbardziej zauważalny jest postęp, jaki nastąpił na przestrzeni ostatnich lat. Stosowane powszechnie tradycyjne techniki wykonywania uzupełnień protetycznych zaczynają być coraz częściej wypierane przez technologie cyfrowe. Staje się to możliwe dzięki jednoczesnemu postępowi w dziedzinie informatyki i materiałoznawstwa.

W estetycznej rekonstrukcji utraconych tkanek najważniejszą rolę pełnią materiały ceramiczne. Wzrost wytrzymałości mechanicznej ceramiki dentystycznych doprowadził do możliwości wyeliminowania metalu z konstrukcji stałych uzupełnień protetycznych. Można się spodziewać, że uzupełnienia pełnoceramiczne, dzięki swoim wyjątkowym właściwościom, wkrótce staną się standardem w codziennej praktyce stomatologicznej.

RYS HISTORYCZNY

Pierwsze doniesienia na temat zastosowania materiałów ceramicznych w stomatologii są datowane na XVIII w., natomiast użycie ceramiki do wytwarzania koron protetycznych zostało opatentowane dopiero w 1889 r. przez Charles'a H. Landa. W koronach tych, zwanych żakietowymi, ceramika skaleniowa lub glinowa napalana była

lek. dent. Michał Wydra



Rezydent w Poradni Protetyki Stomatologicznej Wojewódzkiej Przychodni Stomatologicznej im. dr n. med. Zbigniewa Żaka w Krakowie, w trakcie specjalizacji z Protetyki Stomatologicznej. Absol-

went Collegium Medicum Uniwersytetu Jagiellońskiego w Krakowie. W codziennej praktyce stomatologicznej zajmuje się głównie rekonstrukcjami protetycznymi zębów z zastosowaniem koron i mostów. Interesuje się implantoprotetyką i nowoczesnymi technologiami w stomatologii odtwórczej.

e-mail: michal.wydra@gmail.com

mgr inż. Iwona Grelowska



Doktorantka na Wydziale Inżynierii Materiałowej i Ceramiki Akademii Górniczo-Hutniczej w dyscyplinie Technologia chemiczna. Absolwentka Wydziału Chemii UJ oraz Wydziału Inżynierii Mate-

riałowej i Ceramiki AGH. W swojej pracy naukowej zajmuje się wieloskładnikowymi szklami tellurowymi i fluorotellurowymi domieszkowanymi jonami pierwiastków ziem rzadkich, które znajdują zastosowanie w optoelektronice. Jej zainteresowania obejmują również tematykę CAD/CAM.

e-mail: iwona.grelowska@gmail.com

STRESZCZENIE

Na przestrzeni ostatnich 20 lat nastąpił gwałtowny postęp w dziedzinie protetyki stomatologicznej. Rozwój ten widoczny jest zarówno w aspekcie poprawy właściwości mechanicznych i estetycznych wprowadzanych materiałów, jak i technologii ich obróbki. Ma to związek z dążeniem do stworzenia uzupełnień protetycznych spełniających rosnące wymagania estetyczne pacjentów. Dotychczas stosowane materiały i metody, choć sprawdzone i bardzo skuteczne, coraz częściej są zastępowane przez nowe technologie.

W artykule przedstawiono klasyfikację materiałów ceramicznych stosowanych w stomatologii odtwórczej z uwzględnieniem wybranych aspektów. Wskazano różnice pomiędzy powszechnie stosowanymi uzupełnieniami metalowo-ceramicznymi a stosunkowo nowymi pełnoceramicznymi. Szczególną uwagę poświęcono materiałom na bazie dwutlenku cyrkonu, które ze względu na wyjątkowe właściwości estetyczne i mechaniczne, w ostatnich latach cieszą się rosnącą popularnością i zaczynają wypierać z użycia ceramikę krzemianową. Omówiono również schematy postępowania w systemach CAD/CAM, które stanowią alternatywę dla czaso- i pracochłonnych uzupełnień wykonywanych tradycyjnymi metodami. Wskazano również obszary, w których systemy te wymagają jeszcze dopracowania.

SUMMARY

Ceramic materials in dentistry

Over the last 20 years there has been a rapid development in dental prosthetics, which can be observed in the improvements in the mechanical and aesthetic properties of the materials introduced, as well as in their processing technology. This improvement can be linked with a desire to create prosthetic restorations meeting the ever-increasing aesthetic requirements of patients; and as a consequence, materials and methods used, although proven and very effective, are increasingly being replaced by new technologies.

The article presents the classification of ceramic materials used in restorative dentistry, taking into account selected aspects. Differences between commonly used metal-ceramic restorations and relatively new all-ceramic ones were noted. Much attention was paid to materials based on zirconium dioxide, which due to their unique aesthetic and mechanical properties have become increasingly popular in recent years and have begun to replace silicate ceramics. Use of CAD/CAM systems as an alternative to time-consuming and labor-intensive traditional restoratives, was also discussed. Weaknesses of these systems, which still need to be improved, were also indicated.

SŁOWA KLUCZOWE

ceramika dentystyczna, uzupełnienia pełnoceramiczne, dwutlenek cyrkonu, CAD/CAM

KEYWORDS

dental ceramic, all ceramic restorations, zircon dioxide, CAD/CAM

na model pokryty cienką folią platynową lub palladową [1]. Ich wykorzystanie miało jednak bardzo ograniczony zakres ze względu na niewielką wytrzymałość mechaniczną. W latach 50. XX wieku Abraham Weinstein z sukcesem opracował technikę napalania ceramiki na podbudowy metalowe i wkrótce weszła ona do powszechnego użycia w protetyce stomatologicznej [2].

Ze względu na stale rosnące wymagania estetyczne pacjentów dążono do udoskonalenia składu ceramiki dentystycznej, celem wyeliminowania metalu jako konstrukcji wzmacniającej korony i mosty protetyczne. Pierwsze uzupełnienia pełnoceramiczne zaczęto stosować pod koniec XX wieku, jednak ze względu na ograniczoną wytrzymałość mechaniczną wykorzystywane były jedynie do pojedynczych koron i niewielkich mostów w przednim odcinku łuku zębowego. Przełomem stało się wprowadzenie ceramiki na bazie dwutlenku cyrkonu. Pozwoliło to na tworzenie rozległych prac protetycznych wykonanych w całości z materiału ceramicznego, które mogły być osadzone zarówno na zębach własnych pacjenta, jak i na wszczepach dentystycznych. Początkowo na podbudowę z dwutlenku cyrkonu napalano ceramikę licującą, analogicznie jak w przypadku koron z podbudową metalową. Dość duży odsetek niepowodzeń wynikający z odprysków porcelany licującej sprawił, że obecnie coraz większego znaczenia nabierają systemy monoblokowe. Polegają one na modelowaniu i frezowaniu uzupełnień protetycznych z fabrycznie przygotowanych bloczków, które następnie podlegają indywidualnej charakterystyce tak, aby spełnić oczekiwania pacjenta. Wykonywanie tego typu prac stało się możliwe dzięki opracowaniu materiałów cyrkonowych o dużej przeświecalności i wprowadzeniu do stomatologii technologii CAD/CAM [2].

PODZIAŁ CERAMIKI DENTYSTYCZNEJ

Protetyka stomatologiczna jest specjalnością, która szczególnie chętnie sięga po różnorodne materiały ceramiczne. Mogą one różnić się między sobą zarówno składem chemicznym, strukturą, jak i sposobem otrzymywania, a w konsekwencji również właściwościami mechanicznymi, optycznymi czy estetycznymi. Biorąc pod uwagę mikrostrukturę wyróżnia się trzy główne grupy:

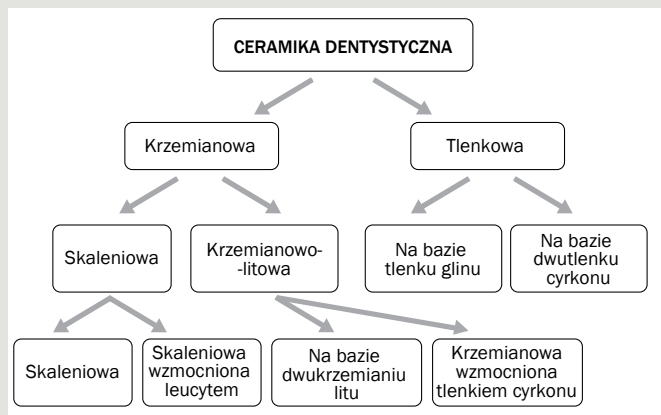
- 1) materiały ceramiczne infiltrowane fazą szklistą,
- 2) materiały szkło-ceramiczne,
- 3) materiały polikrystaliczne [3].

Dwie pierwsze grupy są dość zróżnicowane ze względu na to, że zalicza się do nich materiały wielofazowe, zawierające zarówno komponenty krystaliczne, jak i fazę szklistą. Natomiast wśród materiałów polikrystalicznych, stosowanych w protetyce stomatologicznej, wymienić można tylko dwutlenek cyrkonu oraz tlenek glinu [4]. Zastosowanie dwutlenku cyrkonu zostanie omówione w dalszych rozdziałach.

Uwzględniając natomiast główny składnik krystaliczny, ceramikę dentystyczną podzielić można na dwie grupy: ceramikę krzemianową, która obejmuje materiały skaleniowe i krzemianowo-litowe oraz ceramikę tlenkową, do której zalicza się materiały na bazie tlenku glinu i dwutlenku cyrkonu [5]. Podział ten zaprezentowano na rysunku 1, natomiast charakterystykę wybranych materiałów zestawiono w tabeli 1.

CERAMIKA W STAŁYCH UZUPEŁNIENIACH PROTETYCZNYCH

Wyróżnia się dwa typy stałych uzupełnień protetycznych wykorzystujących ceramikę dentystyczną: pierwszym, najczęściej stosowanym są ceramiczno-metalowe korony i mosty protetyczne, w których metalowa podbudowa jest pokrywana ceramiką w formie licówki. Zastosowany tutaj materiał ceramiczny pełni przede wszystkim funkcje estetyczne, natomiast za funkcje mechaniczne odpowiedzialny jest metalowy rdzeń. Drugą grupę stanowią prace pełnoceramiczne,



Rys. 1. Podział ceramiki dentystycznej ze względu na główny składnik krystaliczny [5].

Tab. 1. Charakterystyka wybranych materiałów ceramicznych stosowanych w protetyce stomatologicznej [3, 5, 6, 7, 8].

Rodzaj ceramiki	Skaleniowa wzmocniona leucytem	Na bazie dwukrzemianu litu	Na bazie tlenku glinu	Na bazie dwutlenku cyrkonu
Udział % fazy krystalicznej [%]	35–55	60	99,9	97
Średni rozmiar ziaren [µm]	1–3	0,5–5	4	0,1–0,5
Wytrzymałość na zginanie [MPa]	120	350	600–680	840–1200
Gęstość [g/cm ³]	2,504	2,467	3,96	5,56–6,1
Twardość wg Vickersa [GPa]	6,57	5,36	15	12,17–13,7
Przykład	IPS Empress	IPS Empress II	Procera AllCeram	Prettau Zirconia

wykonane w całości z materiałów ceramicznych, które odpowiadają zarówno za parametry mechaniczne, jak i aspekty estetyczne [6, 9].

Uzupełnienia ceramiczno-metalowe składają się z dwóch komponentów, podbudowy wykonanej ze stopu metali oraz pokrywającej ją wielowarstwowej ceramiki. Pierwsza warstwa bogata jest w nieprzeierne tlenki mające za zadanie maskowanie ciemnego koloru metalowej podbudowy. Po jej wypaleniu nakładane są kolejne warstwy ceramiki imitującej naturalną zębinę i szkliwo. W tego typu pracach powszechnie wykorzystywana jest ceramika skaleniowa, składająca się z fazy szklistej oraz krystalicznej. Zawartość krystalitów leucytu wpływa na wytrzymałość, a także decyduje o wartości współczynnika rozszerzalności termicznej.

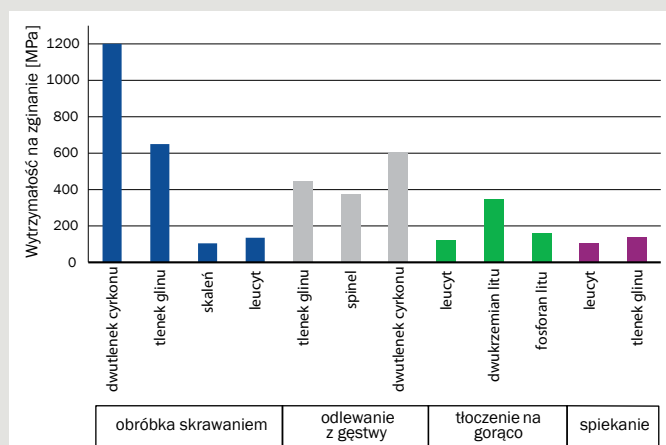
Za jakość połączenia metal – ceramika odpowiada kilka czynników. Wśród najważniejszych wymienić należy wiązanie chemiczne, połączenie mechaniczne oraz naprężenia rezydualne. Połączenie chemiczne powstaje wskutek zjawiska chemisorpcji, jakie występuje pomiędzy ceramiką a warstwą tlenków pokrywających metalową podbudowę. Połączenie mechaniczne zapewnia z kolei odpowiednia szorstkość zewnętrznej warstwy metalu. Uzyskiwana jest ona dzięki abrazji powietrznej cząstkami tlenku glinu powierzchni podbudowy. Równie istotny jest także odpowiedni dobór wartości współczynników rozszerzalności termicznej. Większe wartości przyjmuje się dla metalu, mniejsze natomiast dla licującej go ceramiki. Dzięki temu po wypaleniu metal kurczy się w większym stopniu niż ceramika, co w konsekwencji prowadzi do zwiększenia jej wytrzymałości na siły rozciągające, powstające przy mechanicznym obciążeniu.

W uzupełnieniach pełnoceramicznych wyeliminowano metal z konstrukcji pracy protetycznej, w związku z czym zarówno podbudowa, jak i olicowanie wykonane są z różnych materiałów ceramicznych. W przypadku niektórych ceramik, np. na bazie dwutlenku cyrkonu czy

dwukrzemianu litu, możliwe jest wykonanie całej konstrukcji z jednego rodzaju materiału [6].

Niewątpliwą zaletą prac pełnoceramicznych jest ich estetyka, gdyż jako jedyne pozwalają uzyskać naturalny wygląd rekonstruowanych zębów. Ogromną ich przewagą nad uzupełnieniami ceramiczno-metalowymi jest biokompatybilność, która sprawia, że mogą być stosowane również u pacjentów uczulonych na stopy metali dentystycznych [10]. Równie istotne jest także niższe przewodnictwo cieplne, co ogranicza problem nadwrażliwości na bodźce termiczne [3].

Rodzaj zastosowanej metody obróbki materiału wpływa na ostateczne właściwości mechaniczne. Wśród wykorzystywanych technik wymienić można spiekanie, odlew z gęstwy, tłoczenie na gorąco oraz obróbkę skrawaniem. Na rysunku 2 przedstawiono zmiany wytrzymałości na zginanie wybranych materiałów w zależności od techniki otrzymywania.



Rys. 2. Wytrzymałość na zginanie materiałów ceramicznych z uwzględnieniem techniki otrzymywania [6].

Spiekanie to proces fizyko-chemiczny aktywowany cieplnie, podczas którego luźno związane cząstki proszku, zostają połączone w wyniku dyfuzji w lity materiał. W technice tej stosowana jest przede wszystkim ceramika na bazie tlenku cyrkonu, tlenku glinu oraz ceramika skaleniowa wzmocniona leucytem. W przypadku ceramiki na bazie tlenku glinu wzrost wytrzymałości materiału następuje na skutek dyspersji fazy krystalicznej w macierzy szklistej o zbliżonej wartości współczynnika rozszerzalności termicznej. Ceramika skaleniowa wzmocniona leucytem w swoim składzie zawiera do 55% objętościowych tetragonalnego leucytu, a ściskające naprężenia styczne jakie tworzą się w macierzy szklistej wokół kryształów leucytu, powstają z kolei na skutek różnic współczynnika skurczu termicznego leucytu (ok. $20-25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) i macierzy szklistej ($8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$).

Tłoczenie na gorąco, czyli tzw. wysokotemperaturowe formowanie wtryskowe, polega na zastosowaniu ciśnienia i wysokiej temperatury podczas spiekania i formowania ceramiki. Uzupełnienia, uzyskiwane tą metodą, charakteryzują się dużą gęstością oraz małymi rozmiarami kryształów, które wykazują korzystną dyspersję w fazie szklistej. Cechy te wpływają na znaczący wzrost wytrzymałości mechanicznej. Tłoczeniu na gorąco poddaje się przede wszystkim materiały na bazie leucytu, dwukrzemianu litu oraz fosforanu litu, a formy odlewnicze uzyskiwane są przy zastosowaniu techniki traconego wosku. Ceramiki na bazie leucytu tłoczone są w temperaturze $1150-1180^{\circ}\text{C}$ i pod ciśnieniem $0,3-0,4$ MPa. Celem zapewnienia zgodności współczynników rozszerzalności termicznej materiału rdzeniowego i licującej porcelany konieczny jest dobór odpowiednich wartości tego parametru dla materiału rdzeniowego.

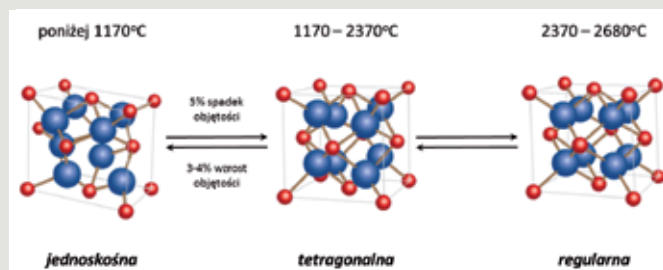
W technice nawarstwiania są one nieco mniejsze niż w technice barwienia. Najlepszą wytrzymałością mechaniczną spośród materiałów tłoczonych na gorąco odznacza się ceramika na bazie dwukrzemianu litu, dla której proces tłoczenia przeprowadzany jest w zakresie temperatur $890-920^{\circ}\text{C}$.

Odlew z gęstwy jest to proces, który polega na kondensacji wodnej gęstwy na modelu ogniotrwałym. Powstały po jego wypaleniu rdzeń jest infiltrowany fazą szklistą, a kolejne etapy obejmują licoowanie go porcelaną. W tej technice wykorzystywana jest głównie ceramika na bazie tlenku glinu oraz ceramika spinelowa. W przypadku materiałów na bazie tlenku glinu gęstwa o zawartości ponad 90% Al_2O_3 nakładana jest na model ogniotrwały. Podlega ona wypaleniu, po którym porowate czapeczki są infiltrowane szkłem zawierającym lantan i ponownie wypalane. Dzięki tak przeprowadzonemu procesowi otrzymywany materiał wykazuje zmniejszoną porowatość, gęste upakowanie cząstek glinu, a w konsekwencji dużą wytrzymałość i odporność na zginanie rzędu 450 MPa.

Obróbka skrawaniem polega na wytwarzaniu pracy protetycznej poprzez jej wyfrezowanie z gotowych bloków materiału przez specjalne urządzenia frezujące. Stosowana jest przede wszystkim do ceramiki na bazie dwutlenku cyrkonu oraz tlenku glinu [6]. Technologia ta jest szeroko stosowana w pracach protetycznych wykonywanych w systemach CAD/CAM, które szerzej zostaną zaprezentowane w dalszej części artykułu.

DWUTLENEK CYRKONU

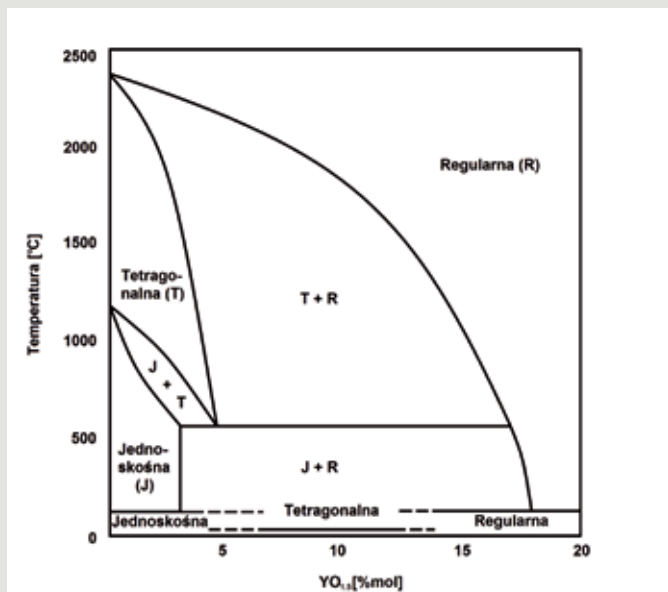
Cyrkon jest srebrzystobiałym metalem o wysokiej temperaturze topnienia, położonym w IV grupie układu okresowego pierwiastków. W niskich temperaturach trwała jest jego odmiana heksagonalna, natomiast w temperaturze 1155 K następuje przemiana w postać regularną. W temperaturze pokojowej pierwiastek ten wykazuje niewielką reaktywność ze względu na zjawisko pasywacji. Cyrkon tworzy tlenek ZrO_2 , o szczególnym znaczeniu w stomatologii, w którym występuje na +IV stopniu utlenienia. Czysty dwutlenek cyrkonu jest substancją bardzo trudno topliwą o niskim przewodnictwie cieplnym, jego temperatura topnienia wynosi 2680°C . Charakteryzuje się dużą odpornością chemiczną i ma charakter amfoteryczny [11]. Dodatkowo wykazuje polimorfizm i występuje w trzech odmianach: w temperaturze pokojowej przyjmuje postać jednoskośną, natomiast wraz ze wzrostem temperatury ulega przekształceniu poprzez odmianę tetragonalną do regularnej. Przemianie formy jednoskośnej w tetragonalną towarzyszy ok. 5% spadek objętości materiału [12]. Struktury krystaliczne polimorficznych odmian dwutlenku cyrkonu przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 3. Polimorfizm dwutlenku cyrkonu [13].

Najbardziej pożądaną biomechanicznie postacią jest postać tetragonalna. Dodatek tlenków magnezu, wapnia, itru czy ceru stabilizuje tę formę i pozwala na jej utrzymanie w temperaturze pokojowej [3]. Diagram fazowy dwutlenku cyrkonu stabilizowanego tlenkiem itru zaprezentowano na rysunku 4.

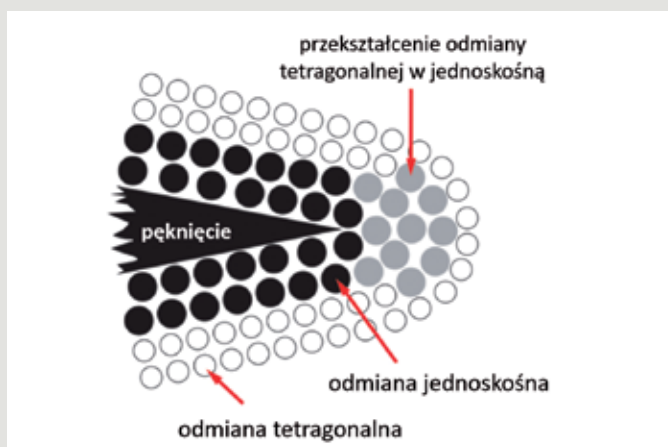
Większość dostępnych na rynku materiałów dentystycznych na



Rys. 4. Diagram fazowy dwutlenku cyrkonu stabilizowanego tlenkiem itru [14].

bazie dwutlenku cyrkonu charakteryzuje się podobnym składem chemicznym. Zawierają one blisko 97% tetragonalnej odmiany ZrO_2 stabilizowanej 3% mol. tlenku itru Y_2O_3 (Y-TZP). Często stosowanym dodatkiem jest tlenek glinu w ilości poniżej 0,25%, który spowalnia proces starzenia niskotemperaturowego oraz zapobiega wylugowaniu Y_2O_3 [15].

Rosnąca popularność dwutlenku cyrkonu wynika z jego szczególnych właściwości. Najważniejszym aspektem jest wytrzymałość mechaniczna, która związana jest między innymi ze zjawiskiem transformacji wzmacniającej. Zewnętrzne naprężenia mogą skutkować rozprzestrzenianiem się pęknięć w strukturze dwutlenku cyrkonu, które z kolei stanowią bodziec do przemiany formy tetragonalnej w jednoskośną w rejonie pęknięcia, co przedstawiono na rysunku 5. Przemiana ta następuje jednak ze wzrostem objętości ziaren rzędu 3–4%, wskutek czego w rejonie wierzchołka pęknięcia dochodzi do zamknięcia szczeliny [12, 16].



Rys. 5. Schemat zjawiska transformacji wzmacniającej dwutlenku cyrkonu [13].

Równie ważnym aspektem jest biokompatybilność dwutlenku cyrkonu. Przeprowadzone testy *in vitro* i *in vivo* jednoznacznie wskazują, że materiał ten jest w pełni inertny i nie wywołuje zmian patologicznych w jamie ustnej [17, 18]. Warto wspomnieć o badaniach, które wykazały, że wokół Y-TZP gromadzi się mniej bakterii niż wokół

stopów tytanowych oraz podobna ilość kamienia nazębnego co wokół naturalnych zębów [19, 20].

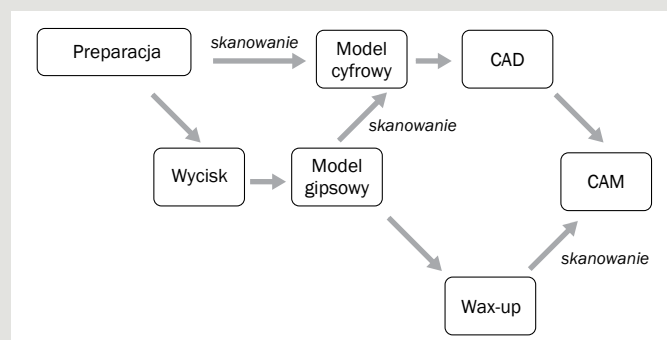
Ważnym, ze względu na długoczasowe użytkowanie uzupełnień protetycznych, wydaje się być zjawisko abrazji. Zjawisko to dotyczy zarówno materiału, z którego wykonana jest praca protetyczna, jak i zębów przeciwstawnych. Dwutlenek cyrkonu poddany procesowi spiekania wykazuje jednorodną strukturę pozbawioną porowatości, co sprawia, że jest idealnie gładki i nie podlega abrazji. Spowalnia to zużycie naturalnego uzębienia w łuku przeciwstawnym [3].

Połączenie walorów estetycznych z korzystnymi właściwościami fizyko-chemicznymi sprawia, że obszar aplikacji dwutlenku cyrkonu jest bardzo szeroki. Znajduje on zastosowanie w wykonawstwie zarówno zamków ortodontycznych, implantów czy łączników, jak i wkładów koronowo-korzeniowych oraz koron i mostów protetycznych. Ze względu na wysoką wartość wytrzymałości na zginanie Y-TZP nie istnieje ograniczenie dotyczące rozległości wykonywanej pracy [21].

CAD/CAM

Postęp, jaki następuje w zakresie materiałoznawstwa stomatologicznego wymusza rozwój technologiczny procesów obróbki pojawiających się na rynku materiałów. System CAD/CAM (z j. ang. *computer aided design/computer aided manufacturing*) został wprowadzony do użytku w stomatologii na początku lat 70. XX wieku. W odniesieniu do uzupełnień stałych wykonywanych z materiałów ceramicznych koncepcja polega na uzyskaniu modelu w formie cyfrowej, na którym następnie przy zastosowaniu specjalistycznego oprogramowania projektowana jest praca protetyczna. W dalszej kolejności jest ona wycinana przy użyciu specjalnych urządzeń frezujących. Istnieje możliwość wytworzenia zarówno podbudowy ceramicznej, która następnie jest pokrywana ceramiką licującą, jak i wykonania gotowego uzupełnienia, które jest frezowane z fabrycznie przygotowanych bloków materiału [22].

Skanowaniu może podlegać pole protetyczne bezpośrednio w ustach pacjenta, model gipsowy lub wymodelowana uprzednio przez technikę praca (*wax-up*), co przedstawiono na rysunku 6. Na chwilę obecną najdokładniejsze dopasowanie uzyskuje się wówczas, gdy lekarz bezpośrednio po opracowaniu zęba pobiera wycisk pola protetycznego, który trafia do pracowni protetycznej. Technik, po odlaniu gipsowego modelu, skanuje go przy zastosowaniu specjalnej kamery. W dalszej kolejności następuje etap projektowania pracy w przeznaczonym do tego celu programie. Zaprojektowana praca trafia do centrum frezującego, gdzie jest wycinana z fabrycznie przygotowanych blozków. System ten wymaga jednak zaangażowania pracowni protetycznej, co wiąże się z dodatkowymi kosztami i czasem. Obecnie trwają intensywne badania nad udoskonaleniem urządzeń skanujących obraz bezpośrednio w ustach pacjenta. Brak konieczności zaangażowania pracowni protetycznej pozwoliłby na skrócenie czasu wykonania pracy protetycznej, a w konsekwencji na obniżenie kosztów [9, 23].



Rys. 6. Schemat wykonania pracy protetycznej w różnych systemach CAD/CAM [23].

W przypadku uzupełnień wykonywanych z ceramiki na bazie dwutlenku cyrkonu najczęściej są one wycinane z bloków wstępnie spieczonego materiału, który następnie zostaje poddany procesowi spiekania. W wyniku tego procesu, dochodzi do ok. 20% skurczu objętościowego, który musi być zrekomensowany poprzez zwiększenie objętości pracy już na etapie projektowania. Obecnie na rynku istnieje wiele systemów CAD/CAM dostępnych dla stomatologii [23, 24]. Najczęściej stosowane zestawiono w tabeli 2.

Tab. 2. Wybrane systemy CAD/CAM stosowane w stomatologii [24].

System	Producent	Materiał ceramiczny
CAD Esthetic	CAD Esthetic	Dwutlenek cyrkonu
Cara	Heraeus/Kulzer	Dwutlenek cyrkonu
Cercon smart ceramics	DeguDent	Dwutlenek cyrkonu
CEREC	Sirona	Dwutlenek cyrkonu i inne
Etikon CAD/CAM	Straumann GmbH	Dwutlenek cyrkonu
inLab	Sirona	Dwutlenek cyrkonu i inne
KaVo Everest	KaVo	Dwutlenek cyrkonu, szkło-ceramika
Lava	3M Espe AG	Dwutlenek cyrkonu
Procera	Nobel Biocare	Dwutlenek cyrkonu, tlenek glinu
ZENO Tec system	Wieland	Dwutlenek cyrkonu, tlenek glinu

Cyfryzacja procesów wytwarzania prac protetycznych eliminuje błędy, jakie mogą występować podczas ich tradycyjnego wykonania. Pozwala przede wszystkim kontrolować jakość wytwarzanego uzupełnienia, co wpływa na wytrzymałość konstrukcji oraz długoterminowy sukces leczniczy [24, 25].

PODSUMOWANIE

Materiały ceramiczne w protetyce stomatologicznej odgrywają szczególną rolę. Istotne znaczenie ma zarówno ich skład chemiczny, struktura, jak i sposób otrzymywania. Cechy te bezpośrednio wpływają na biokompatybilność i wytrzymałość mechaniczną uzupełnień a w konsekwencji na stabilność długoterminową. Decydują również o aspektach estetycznych, które są szczególnie istotne dla pacjentów protetycznych.

Powszechnie stosowana ceramika krzemianowa coraz częściej zastępowana jest przez polikrystaliczne materiały na bazie dwutlenku cyrkonu, które odznaczają się wyjątkową wytrzymałością mechaniczną i pełną biokompatybilnością. Tym samym uzupełnienia metalowo-ceramiczne wypierane są przez prace pełnoceramiczne. Postęp w zakresie materiałoznawstwa wymusza rozwój technik obróbki materiałowej [26, 27].

Dążenie do skrócenia czasu wykonania rekonstrukcji protetycznych oraz wyeliminowania błędów powstających podczas etapów laboratoryjnych w klasycznej metodzie wytwarzania protez, stanowiło przyczynek do wprowadzenia systemów CAD/CAM do stomatologii.

Nie są one jeszcze w powszechnym użyciu ze względu na dość wysokie koszty i wymagają dopracowania w zakresie skanowania wewnątrzustnego, jednak bez wątplenia jest to technologia, która w niedalekiej przyszłości zastąpi tradycyjne sposoby wytwarzania prac protetycznych [23, 24].

LITERATURA

- [1] Taylor J. A. (1922), *History of Dentistry: A Practical Treatise for the Use of Dental Students and Practitioners*, Lea & Febiger, Philadelphia, USA
- [2] Helvey G. (2010), *A history of dental ceramics*, „Compendium”, 31, 309–311
- [3] Daou E. E., Al-Gotmeh M. (2014), *Zirconia Ceramic: A Versatile Restorative Material*, „Dentistry”, 4, 1–6
- [4] Gemalmaz D., Ergin S. (2002), *Clinical evaluation of all-ceramic crowns*, „Journal of Prosthetic Dentistry”, 87, 189–196
- [5] Conejo J., Nueesch R., Vonderheide M., Blatz M. B. (2017), *Clinical performance of all-ceramic dental restorations*, „Current Oral Health Reports”, 4, 112–123
- [6] Craig R. G., (2008), *Materiały stomatologiczne*, Urban & Partner
- [7] Dejak B., Kacprzak M., Suliborski B., Śmielak B. (2006), *Struktura i niektóre właściwości ceramiki dentystycznych stosowanych w uzupełnieniach pełnoceramicznych w świetle literatury*, „Protetyka stomatologiczna”, 66, 471–477
- [8] Spehar D., Jakovac M. (2015), *New knowledge about zirconium-ceramic as a structural material in fixed prosthodontics*, „Acta Stomatologica Croatica”, 49, 137–144
- [9] Spiechowicz E. (2010), *Protetyka stomatologiczna*, PZWL, Warszawa
- [10] Hansen P. A., West L.A. (1997), *Allergic reaction following the insertion of a Pd-Cu-Au fixed partial denture: a clinical report*, „Journal of Prosthodontics”, 6, 144–148
- [11] Bielański A. (2012), *Chemia nieorganiczna*, PWN
- [12] Mihai L. L., Parlatescu J., Gheorghe C., Andreescu C., Bechir A., Pacurar M., Cumpata C. N. (2014), *In vitro study of the effectiveness to fractures of the aesthetic fixed restorations achieved from zirconium and alumina*, „Revista de Chimie”, 65, 725–729
- [13] Glidewell Laboratories, <http://glidewell.com>
- [14] Witz G., Shklover V., Steurer (2007), *Phase evolution in yttria-stabilized zirconia thermal barrier coatings studied by Rietveld refinement of X-ray powder diffraction patterns*, „Journal of American Ceramic Society”, 90, 2935–2940
- [15] Phark J. H., Duarte S., Blatz M., Sadan A. (2009), *An in vitro evaluation of the long-term resin-bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface*, „Journal of Prosthetic Dentistry”, 101, 29–38
- [16] Hannink R. H. J., Kelly P. M., Muddle B. C. (2000), *Transformation toughening in zirconia – containing ceramics*, „Journal of American Ceramic Society”, 83, 461–487
- [17] Covacci V., Bruzzese N., Maccauro N., Andreassi C., Ricci G. A. (1999), *In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic*, „Biomaterials”, 20, 371–376
- [18] Scarano A., Di Carlo F., Quaranta M., Piattelli A. (2003), *Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits*, „Journal of Oral Implantology”, 29, 8–12
- [19] Kelly J. R. (2004), *Dental ceramics: current thinking and trends*, „Dental Clinics of North America”, 48, 513–530
- [20] Vult von Steyern P., Carlson P., Nilner K. (2005), *All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study*, „Journal of Oral Rehabilitation”, 32, 180–187
- [21] Kelly J. R., Denry I. (2008), *Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview*, „Dental Materials”, 24, 289–298
- [22] Rekow E. D. (2006), *Dental CAD/CAM systems: a 20-year success story*, „Journal of American Dental Association”, 137, 5–6
- [23] Miyazaki T., Hotta Y., Kunii J., Kuriyama S., Tamaki Y. (2009), *A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience*, „Dental Materials Journal”, 28, 44–56
- [24] Low I. M. (2014), *Advances in ceramic matrix composites*, Woodhead Publishing Limited
- [25] Belli R., Petschelt A., Hofner B., Hajtő J., Scherrer S. S., Lohbauer U. (2016), *Fracture rates and lifetime estimations of CAD/CAM all-ceramic restorations*, „Journal of Dental Research”, 95, 67–73
- [26] Rekow E. D., Silva N. R. F. A., Coelho P. G., Zhang Y., Guess P. (2011), *Performance of dental ceramics: challenges for improvements*, „Journal of Dental Research”, 90, 937–952
- [27] Denry I., Kelly J. R. (2008), *State of the art of zirconia for dental applications*, „Dental Materials”, 24, 299–307