

Stanisław Majewski, Mariusz Pryliński

MATERIAŁY I TECHNOLOGIE

WSPÓŁCZESNEJ PROTETYKI STOMATOLOGICZNEJ



Med



708287

Opracowanie redakcyjne
Korekta:
DTP:
Projekt okładki:

Barbara Bis
Zespół redakcyjny
Marek Skórski
Marek Skórski

Wszystkie użyte w niniejszej publikacji nazwy produktów nie stanowią reklamy i nie mają charakteru promocyjnego. Celem nie jest promocja ani dyskredytacja produktów lub ich podmiotów odpowiedzialnych. Publikacja ma charakter dydaktyczny.

Copyright©2013 Wydawnictwo Czelej Sp. z o.o.
Wszystkie prawa autorskie zastrzeżone

ISBN: 978-83-7563-186-9

Wydanie I
Lublin 2013

Wydawnictwo Czelej Sp. z o.o.
20-802 Lublin, ul. Skrajna 12-14
tel. 81 446 98 12, fax 81 470 93 04
e-mail: wydawnictwo@czelej.com.pl
www.czelej.com.pl



2014 K 33/18

AUTORZY

PROF. ZW. DR HAB. MED. STANISŁAW MAJEWSKI

Dyrektor Uniwersyteckiej Kliniki Stomatologicznej Uniwersytetu Jagiellońskiego
w Krakowie

DR HAB. N. MED. MARIUSZ PRYLIŃSKI

Kierownik Zakładu Technik i Technologii Dentystycznych Katedry Biomateriałów
i Stomatologii Doświadczalnej Uniwersytetu Medycznego im. K. Marcinkowskiego
w Poznaniu

SPIS TREŚCI

Autorzy	V
Przedmowa	VII

ROZDZIAŁ 1

Gipsy dentystyczne	1
1.1. Podział gipsów dentystycznych	1
1.2. Proces produkcji gipsów dentystycznych	2
1.3. Reakcja wiązania gipsu	3
1.4. Przygotowanie masy gipsowej i odlewanie modeli	4
1.5. Czynniki wpływające na czas wiązania gipsu	4
1.6. Piśmiennictwo	6
1.7. Pytania testowe	7

ROZDZIAŁ 2

Woski dentystyczne	9
2.1. Woski do modelowania	9
2.2. Woski wyciskowe	13
2.3. Woski do rejestracji zwarcia	14
2.4. Woski do celów specjalnych	14
2.5. Piśmiennictwo	17
2.6. Pytania testowe	17

ROZDZIAŁ 3

Materiały wyciskowe	19
3.1. Masy wyciskowe sztywne	19
3.2. Masy wyciskowe elastyczne	22
3.1.1. Masy hydrokoloidalne	22
3.2.2. Masy polisulfidowe	24
3.2.3. Masy polieterowe	25
3.2.4. Masy silikonowe A	26
3.2.5. Masy silikonowe C	27
3.2.6. Masy winylosiloksanoeterowe	28
3.2.7. Materiały elastyczne specjalnego przeznaczenia	29
3.3. Dobór materiałów i technika pobierania wycisków stosowanych w zależności od rodzaju planowanych protez ruchomych i konstrukcji stałych na zębach własnych i filarach implantowanych	31
3.4. Zagrożenia biologiczne i dezynfekcja wycisków	38

Spis treści

3.5. Piśmiennictwo	41
3.6. Pytania testowe	41

ROZDZIAŁ 4

Materiały izolacyjne	45
4.1. Izolatory błonkotwórcze	45
4.2. Izolatory silikonowe	46
4.3. Piśmiennictwo	46
4.4. Pytania testowe	47

ROZDZIAŁ 5

Materiały ściernie i polerownicze	49
5.1. Materiały ściernie	49
5.2. Materiały polerownicze	51
5.3. Polerowanie elektrolityczne	52
5.4. Piśmiennictwo	53
5.5. Pytania testowe	53

ROZDZIAŁ 6

Ogniotrwałe masy osłaniające	55
6.1. Masy osłaniające do stopów średniotopliwych	56
6.2. Masy osłaniające do stopów wysokotopliwych	57
6.3. Piśmiennictwo	60
6.4. Pytania testowe	61

ROZDZIAŁ 7

Dentystyczne tworzywa akrylanowe	63
7.1. Polimery i polimeryzacja	63
7.2. Tworzywa termoutwardzalne (tworzywa akrylanowe polimeryzujące pod wpływem temperatury)	64
7.3. Tworzywa akrylanowe chemoutwardzalne (samopolimeryzujące, szybkopolimeryzujące, aktywowane chemicznie, polimeryzujące na zimno)	68
7.4. Tworzywa akrylanowe światłoutwardzalne (aktywowane światłem)	70
7.5. Tworzywa elastyczne	71
7.6. Tworzywo acetalowe	73
7.7. Piśmiennictwo	74
7.8. Pytania testowe	74

ROZDZIAŁ 8

Ceramika dentystyczna	77
8.1. Ceramika skalenkowa	78

8.2. Ceramika leucytowa	
8.3. Ceramika dikrzemowo-litowa	79
8.4. Ceramika szklana	79
8.5. Ceramika na bazie tlenku glinu (III)	80
8.6. Ceramika na bazie ditlenku cyrkonu	81
8.7. Metody kondycjonowania powierzchni uzupełnień ceramicznych.....	83
8.8. Połączenia metal-ceramika	84
8.9. Dobór ceramiki do typu wykonywanej konstrukcji – uwarunkowania techniczne i wskazania kliniczne	87
8.10. Piśmiennictwo	89
8.11. Pytania testowe	91
	92

ROZDZIAŁ 9

Materiały złożone – kompozytowe	95
9.1. Materiały złożone mikrohybrydowe	96
9.2. Materiały złożone z mikrowypełniaczami.....	97
9.3. Materiały złożone z nanowypełniaczem – nanokompozyty.....	97
9.4. Materiały złożone specjalnego przeznaczenia.....	98
9.5. Kompomery	99
9.6. Preferowane rodzaje kompozytów do określonego zastosowania w praktyce protetycznej.....	100
9.7. Piśmiennictwo	102
9.8. Pytania testowe	103

ROZDZIAŁ 10

Cementy dentystyczne.....	105
10.1. Cementy na bazie wody	105
10.2. Cementy kompozytowe na bazie żywic.....	108
10.3. Cementy do tymczasowego osadzania protez stałych.....	110
10.4. Piśmiennictwo	112
10.5. Pytania testowe	113

ROZDZIAŁ 11

Wybór określonego rodzaju cementu	115
11.1. Cementowanie uzupełnień wykonanych ze stopów metali i złota galwanicznego.....	117
11.2. Cementowanie uzupełnień ceramicznych	118
11.3. Osadzanie stałych konstrukcji protetycznych na filarach implantowanych	121
11.4. Piśmiennictwo	123
11.5. Pytania testowe	124

ROZDZIAŁ 12

Stopy dentystyczne	127
12.1. Stopy wysokoszlachetne.....	129
12.2. Stopy szlachetne	130
12.3. Stopy nieszlachetne.....	131
12.4. Problem nadwrażliwości na stopy metali	136
12.5. Podstawy techniki frezowania	138
12.6. Piśmiennictwo	139
12.7. Pytania testowe	140

ROZDZIAŁ 13

Naturalne i syntetyczne materiały kośćozastępcze.....	141
--	------------

ROZDZIAŁ 14

Zastosowanie technologii CAD/CAM w protetyce stomatologicznej	143
14.1. System CEREC.....	144
14.2. System Procera	145
14.3. System Lava	146
14.4. System KaVo Everest.....	147
14.5. System Cercon smart ceramics	149
14.6. Frezowanie kopiujące.....	151
14.7. Piśmiennictwo	152
14.8. Pytania testowe	152

ROZDZIAŁ 15

Technologia galwanoforingu	155
15.1. Piśmiennictwo	157
15.2. Pytania testowe	157

ROZDZIAŁ 16

Technologie łączenia metali	159
16.1. Lutowanie.....	160
16.2. Spawanie.....	163
16.3. Piśmiennictwo	166
16.4. Pytania testowe	166

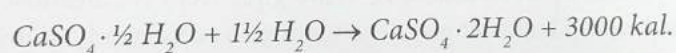
Słownik.....	169
---------------------	------------

Indeks	173
---------------------	------------

Odpowiedzi do pytań testowych	176
--	------------

GIPSY DENTYSTYCZNE

Gips jest tradycyjnie najbardziej rozpowszechnionym materiałem stosowanym w procesie laboratoryjnego wykonawstwa niemal wszystkich uzupełnień protetycznych. Pod względem chemicznym jest siarczanem (VI) wapnia CaSO_4 , występującym w przyrodzie (w minerale) jako diwodzien $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ (dihydrat), który po wypaleniu traci wodę krystaliczną i przechodzi w półwodzien $\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2} \text{H}_2\text{O}$ (hemihydrat). Gdy gips półwodny – występujący jako proszek – zmiesza się z wodą, zachodzi reakcja chemiczna, w wyniku której półwodzien ponownie zostaje przekształcony w diwodny siarczan (VI) wapnia. Reakcja ta ma charakter egzotermiczny (niezależnie od rodzaju gipsu) i przebiega w następujący sposób:



1.1. Podział gipsów dentystycznych

Do celów protetycznych przygotowane są specjalne wysokogatunkowe rodzaje gipsu modelowego z dodatkiem różnych substancji, dzięki którym uzyskuje się najbardziej pożądane właściwości tego materiału.

Ze względu na przeznaczenie i wiążące się z tym właściwości fizykochemiczne, w tym twardość, produkty gipsowe zgodnie z normą ANSI/ADA (ISO 6879) dzielą się na:

- klasa I (typ 1) – gips wyciskowy,
- klasa II (typ 2) – gips modelowy,
- klasa III (typ 3) – gips twardy,
- klasa IV (typ 4) – gips odlewowy o zwiększonej wytrzymałości i małej ekspansji (< 0,05%) – supertwardy,

- klasa V (typ 5) – gips odlewowy o zwiększonej wytrzymałości i dużej ekspansji (0,16-0,30%) – supertwardy.

Gips klasy I – wyciskowy został opisany w rozdziale 3.1.

Gips klasy II – modelowy, jest przeznaczony do wykonawstwa modeli diagnostycznych, modeli szczęki przeciwstawnej oraz prac pomocniczych, takich jak osadzanie modeli w artykulatorze oraz puszkowanie protez stałych i ruchomych. Występuje w kolorze białym i szarym.

Gips klasy III – odlewowy, służy do sporządzania modeli roboczych pod protezy ruchome i podstaw modeli segmentowych (dzielonych). Do tej klasy należy również biały gips ortodontyczny, który jest mieszaniną gipsu modelowego i odlewowego. W celu odróżnienia od innych typów gips odlewowy jest barwiony na kolor żółty, seledynowy i niebieski.

Gips klasy IV – supertwardy o małej ekspansji, wykorzystywany jest do sporządzania modeli roboczych pod protezy stałe (modele segmentowe) oraz implantoprotezy. Występuje w kolorze piaskowym, brązowym i czarnym.

Gips klasy V – supertwardy ze względu na zwiększoną ekspansję, która kompensuje skurcz tworzyw akrylowych podczas chłodzenia, służy do wykonawstwa modeli roboczych pod protezy ruchome wykonywane metodą wtryskowo-ciśnieniową. Jest dostępny w kolorach pomarańczowym, zielonym i brązowym.

1.2. Proces produkcji gipsów dentystycznych

Gipsy dentystyczne są wytwarzane ze skały gipsowej i w zależności od warunków przeprowadzenia procesu technologicznego usunięcia części wody (dehydratacji) otrzymuje się produkty, które posiadają różne właściwości fizykochemiczne, lecz wszystkie w swym składzie zawierają półwodny siarczan (VI) wapnia. Poprzez ogrzewanie skały gipsowej w otwartym kotle w temperaturze 120°C otrzymuje się kalcynowany półwodny siarczan (VI) wapnia, określany również jako β -półwodzian. Proszek ten posiada długie, porowate kryształy o nieregularnej budowie, co powoduje, że ilość wody potrzebnej do jego zarobienia jest stosunkowo duża (60 g/100 g). W stomatologii ten rodzaj materiału wykorzystuje się do produkcji gipsu wyciskowego oraz modelowego (klasy I i II).

Jeżeli minerał gipsowy będzie ogrzewany w autoklawie w temperaturze 125°C, w obecności pary wodnej pod ciśnieniem 6 barów, to powstanie proszek o mniejszych regularnych kryształach niezawierających porowatości. Wytworzony w ten sposób produkt jest określany jako autoklawowany półwodny siarczan (VI) wapnia, α -półwodzian lub hydrocal i jest wykorzystywany do produkcji gipsów twardych (III klasy). Zalecaną proporcją wody do proszku jest stosunek 35 g/100 g.

W celu uzyskania gipsów o zwiększonej twardości (supertwardych) skałę gipsową gotuje się w 30% roztworze chlorku wapnia lub chlorku magnezu, a następnie mieli do odpowiedniej wielkości. Otrzymany w ten sposób produkt, określany również jako „densit”, jest zbliżony właściwościami do autoklawowanego siarczanu wapnia, posiada jednak gładkie kryształy i większą gęstość, dlatego do jego zarobienia potrzebna jest

mniej ilość wody (ok. 20 g). Uzyskany według tej technologii proszek jest wykorzystywany do produkcji gipsów o zwiększonej wytrzymałości i małej ekspansji (klasa IV) oraz zwiększonej wytrzymałości i dużej ekspansji (klasa V).

Do gipsów odlewowych (klasa III, IV, V) dodaje się substancje zmniejszające zapotrzebowanie gipsu na wodę (żywice fenylformaldehydowe oraz pochodne celulozy) w ilości od 0,1 do 1,0%, co prowadzi do zwiększenia twardości odlewanych modeli.

Obok gipsu naturalnego w stomatologii stosuje się również gips syntetyczny otrzymywany jako produkt uboczny przy produkcji przemysłowej kwasu fosforowego (gips chemiczny) lub w procesie odsiarczania spalin w elektrowniach węglowych (REA-gips) przy zastosowaniu tzw. mokrej metody wapiennej ($\text{SO}_2 + \text{Ca}(\text{OH})_2$ lub CaCO_3). Otrzymany w ten sposób produkt po odwodnieniu i krystalizacji pod względem właściwości fizykochemicznych jest zbliżony do gipsu naturalnego i jest zaliczany według normy ANSI/ADA (ISO 6879) do klasy IV. Gips syntetyczny cechuje się dużą twardością, stabilnością wymiarów, dokładnością odwzorowywania i gładkością.

Do gipsów syntetycznych należą między innymi Diamant (Pro-Techno) i Fuji Rock (GC).

1.3. Reakcja wiązania gipsu

Przebieg wiązania półwodnego siarczanu (VI) wapnia (hemihydratu), w wyniku której powstaje dwuwodny siarczan (VI) wapnia (dihydrat) zależy od różnicy w rozpuszczalności obu tych form gipsu w wodzie (teoria krystalizacyjna van't Hoffa). Półwodzian, który jest komponentą dobrze rozpuszczalną, tworzy roztwór nasycony, natomiast powstający w wyniku tego procesu diwodzian, posiadający małą tendencję do rozpuszczania, powoduje przesylenie roztworu, co prowadzi do jego krystalizacji w formie długich, przeplatających się igieł. Reakcja chemiczna wiązania półwodzianu wymaga dostarczenia 18 g wody na 100 g proszku gipsowego. Jednak gips zarobiony tak małą ilością wody ze względu na zbyt gęstą konsystencję nie jest przydatny w praktyce kliniczno-laboratoryjnej. Dlatego, aby uzyskać właściwą dla celów protetycznych konsystencję masy gipsowej, do zarabiania 100 g proszku należy użyć około 45 g wody. Ten nadmiar wody, niebiorący udziału w chemicznej reakcji wiązania, jest określany jako „woda dodatkowa” lub „woda wolna” i ulega odparowaniu po związaniu gipsu, co może powodować powstanie porowatości w jego strukturze. Bezpośredni wpływ na ilość wody użytej do zarabiania gipsu mają takie czynniki, jak wielkość, kształt oraz porowatość kryształów półwodzianu. W przypadku gdy cząstki proszku posiadają nieregularny kształt z dużą ilością porowatości, do właściwego ich zwilżenia jest potrzebna większa ilość wody, niż ma to miejsce w przypadku kryształów o regularnym kształcie i braku porowatości. Z tego też względu gips wyciskowy i modelowy wymagają dodania do proszku większej ilości wody (60 g), niż w przypadku gipsów klasy IV i V (20-25 g).

1.4. Przygotowanie masy gipsowej i odlewanie modeli

Rozrabianie gipsu rozpoczyna się od wiania do gumowej miski odpowiedniej ilości wody, do której stopniowo dosypuje się proszek gipsowy. Półwodzian dosypuje się do momentu, kiedy kolejna jego porcja nie zostanie zwilżona wodą, po czym przystępuje się do intensywnego mieszania łopatką (metalową lub plastikową) przez okres 30-60 s ruchami okrężnymi. Należy pamiętać, że nie wolno dolewać do już zarobionego gipsu wody, ponieważ spowoduje to wzrost kruchości zarobionej masy, natomiast nadmiar wody można odlać bez negatywnego wpływu na jakość odlewanych modeli. Zarabianie ręczne jest stosunkowo szybką czynnością, niewymagającą specjalnego oprzyrządowania, obarczoną jednak możliwością wprowadzenia do rozrabianej masy dużej ilości pęcherzyków powietrza, przez co w konsekwencji uzyskuje się porowaty model. Z tego powodu korzystniejsze jest zarabianie w mieszadło próżniowym, gdzie – podobnie jak przy zarabianiu ręcznym – do wody dodaje się proszek zgodnie z zaleceniami producenta i całość miesza wstępnie szpatułką. Następnie pojemnik z masą gipsową umieszcza się w uchwycie mieszadła elektrycznego, włącza próżnię w celu usunięcia powietrza, a następnie miesza automatycznie w zależności od rodzaju urządzenia od 30 do 60 s. Otrzymana w ten sposób masa gipsowa jest homogenna i pozbawiona pęcherzyków powietrza. Zarobiony ręcznie lub próżniowo gips wlewa się powoli, małymi porcjami do wycisku, rozpoczynając od jego najwyższych miejsc (szczeka-podniebienie, żuchwa-zachyłek przedsiionka), pozwalając, by wlewana masa zapłynęła dokładnie w negatyw zębów lub wyrostka zębodołowego. Aby uniknąć zamknięcia pęcherzyków powietrza w odlewanych modelach, czynność tę powinno się wykonywać z użyciem stolika wibracyjnego. Zbyt intensywne i długotrwałe wibracje lub potrząsanie w trakcie rozpoczętego już procesu wiązania gipsu mogą skutkować pęknięciem modelu. Wypełniony z nieznanym nadmiarem wycisk odwraca się i umieszcza na blacie stołu lub w specjalnych gumowych foremkach (wypełnionych gipsem), które ułatwiają obcięcie podstawy modelu. Z powodów oszczędnościowych łuki zębowe można odlewać z gipsów odlewowych klasy III i IV (modele segmentowe), natomiast podstawę formować z gipsu modelowego (klasa II). Po odlaniu wycisk pozostawia się na 45-60 min, w zależności od rodzaju użytego gipsu, po czym uwalnia się model i obcina jego podstawę na obcinarce z użyciem wody.

1.5. Czynniki wpływające na czas wiązania gipsu

Czynniki chemiczne

Na czas wiązania gipsu wpływ mają związki chemiczne (katalizatory) dodawane w ściśle określonych proporcjach do półwodzianu, które przyspieszają (katalizatory dodatnie) lub opóźniają (katalizatory ujemne) czas twardnienia materiału. Katalizatory dodatnie (akceleratorzy twardnienia) powodują zwiększoną rozpuszczalność krystalizacji.

zującego dwuwodzianu, co przyspiesza przebieg reakcji wiązania. Ponadto zmniejszają twardość gipsu i zwiększają jego kruchość (im krótszy czas wiązania, tym mniejsza twardość). Do najbardziej efektywnych akceleratorów procesu wiązania należą: siarczan (VI) potasu ($K_2SO_4 - 2\%$) oraz kryształy diwodnego siarczanu (VI) wapnia ($CaSO_4 \cdot 2H_2O$), określanego również jako „terra alba”. Kryształy diwodzianu działają w tym przypadku jako centra krystalizacji dla kolejnych cząsteczek dwuwodzianu, przyspieszając reakcję wiązania. Jednym z praktycznych sposobów zastosowania „terra alba” jest dodanie do zarabianej masy wody gipsowej lub skryształizowanego proszku gipsowego. Katalizatorem dodatnim może być chlorek sodu ($NaCl - 3\%$), który jednak zwiększa ekspansję gipsu, a ponadto wytrąca się po pewnym czasie na powierzchni modelu, powodując utratę ostrości konturów. Katalizatory ujemne (inhibitory twardnienia) powodują wydłużenie czasu reakcji wiązania, zwiększając jednocześnie twardość gipsu (im dłuższy czas wiązania, tym większa twardość). Skutecznym inhibitorem procesu twardnienia jest boraks ($Na_2B_4O_7 \cdot 10H_2O - 1\%$), który wchodząc w reakcję z jonami wapnia, tworzy nierozpuszczalne sole spowalniające proces wiązania. Innym sposobem wydłużenia czasu wiązania jest dodanie do proszku gipsowego związków koloidowych (agar, alginyan), które powlekając cienką warstwą kryształy półwodzianu gipsu, zmniejszają jego rozpuszczalność w wodzie.

Czynniki termiczne

Szybkość reakcji wiązania gipsu jest związana z dyfuzją jonów Ca^{2+} i SO_4^{2-} do rosnących kryształów diwodnego siarczanu (VI) wapnia i zależy od temperatury wody użytej do zarabiania oraz od stężenia jonów wapniowych i siarczanowych (VI) w roztworze. Wraz ze wzrostem temperatury do $37^\circ C$ szybkość dyfuzji jonów zwiększa się, co powoduje nieznaczne przyspieszenie reakcji i skrócenie czasu wiązania. Kiedy temperatura przekroczy $37^\circ C$ i będzie nadal wzrastać, dyfuzja jonów staje się wolniejsza, co jest związane ze spadkiem ich stężenia w roztworze, jednocześnie wzrost temperatury powoduje zmniejszenie rozpuszczalności półwodzianu i diwodzianu. Te dwa procesy powodują, że czas wiązania się wydłuża. Kiedy temperatura osiągnie wartość $100^\circ C$, reakcja ustaje,

TABELA 1.1. Niektóre właściwości gipsów dentystycznych

Klasa gipsu	I	II	III	IV	IV syntetyczny	V
Dokładność	Mała	Mała	Duża	Duża	Duża	Duża
Czas wiązania (min)	2,5-5,0	10-12	10-14	10-14	30	10-14
Ilość wody na 100 g proszku	50-60	37-50	28-32	19-24	20	18-20
Kolor	Różowy	Biały, szary	Żółty, seledynowy, niebieski	Piaskowy, brązowy, czarny	Złocistobrązowy, morelowy	Pomarańczowy, zielony, brązowy

ze względu na jednakową rozpuszczalność półwodnego siarczanu (VI) wapnia i diwodnego siarczanu (VI) wapnia, w efekcie czego gips nie ulega wiązaniu.

Czynniki mechaniczne

Sposób zarabiania gipsu ma wpływ na czas jego wiązania. Długie i powolne mieszanie skraca czas wiązania zarabianej masy, co jest związane z rozdrobnieniem tworzących się kryształów dwuwodzianu i powstaniem dodatkowych centrów krystalizacji (czas wiązania jest odwrotnie proporcjonalny do czasu mieszania). Ponadto długie zarabianie zwiększa ekspansję gipsu. Z tych powodów gips należy zarabiać szybko i krótko (30-60 s).

! Uwagi praktyczne

Proszek gipsowy powinno się przechowywać w zamkniętych pojemnikach, aby nie dopuścić do pochłaniania wilgoci z powietrza, pod wpływem której tworzy się diwodny siarczan (VI) wapnia (zarodek krystalizacji) przyspieszający reakcję wiązania.

Z tych samych powodów do zarabiania gipsu należy używać czystych (niezabrudzonych związanym już gipsem) pojemników i szpatulek.

Ponieważ niektóre systemy koloidalne, takie jak krew i ślina, łącząc się z półwodzianem, dostarczają dodatkowej porcji płynu, opóźniając tym samym reakcję wiązania gipsu, każdy wycisk przed odlaniem modelu powinien być dokładnie opłukany pod bieżącą, zimną wodą w celu usunięcia ewentualnych zanieczyszczeń organicznych.

W celu uniknięcia porowatości odlewane go modelu gips powinno się rozrabiać w mieszadło próżniowym, a w przypadku mieszania tradycyjnego podczas odlewania wycisku należy używać wstrząsarki, która ułatwia zapływanie masy gipsowej do wszystkich zagłębień oraz usuwa z gipsu pęcherzyki powietrza.

1.6. Piśmiennictwo

1. Combe E.C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Sanmedica, Warszawa 1997.
2. Creig R.G.: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2008.
3. Gołębiowska M.: Materiałoznawstwo Protetyczne. Akademia Medyczna w Białymstoku, Białystok 2003.
4. Harris P.E., Hoyer S., Lindquist T.J., Stanford C.M.: Alternations of surface bardnes with gypsum die bardeners. J Prosthet Dent 2004, 92, 35-38.
5. Heshmati R.H., Nagy W.W., Wirth C.G., Dhuru V.B.: Delayed linear expansion of improved dental stone. J Prosthet Dent 2002, 88, 26-31.
6. Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków 2000.
7. Majewski S.: Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
8. Thomas M.V., Puleo D.A.: Calcium sulfate: Properties and clinical applications. J Biomed Mater Res 2009, 88, 597-610.

WOSKI DENTYSTYCZNE

Woski pod względem budowy chemicznej są estrami wyższych kwasów tłuszczowych (monokarboksylowych) z wyższymi jednowodorotlenowymi (monohydroksylowymi) alkoholami lub sterolami zawierającymi ponadto wolne kwasy tłuszczowe oraz barwniki i olejki eteryczne. W skład wosków laboratoryjnych używanych w protetyce wchodzi różne substancje pochodzenia roślinnego (wosk japoński, Karnauba), mineralnego (parafina, stearyna, ozokeryt) i zwierzęcego (wosk pszczeli, olbrot, tłuszcze zwierzęce).

Poprzez specjalną preparację składników otrzymuje się pożądane właściwości fizyczne laboratoryjnych wosków dentystycznych, które zgodnie z przeznaczeniem dzieli się na: woski modelowe (odlewowy oraz modelowy) i wyciskowe oraz służące do rejestracji zwarcia i innych celów specjalnych (kleisty, blokujący, do frezowania, biały, do technologii CAD/CAM).

2.1. Woski do modelowania

Woski odlewowe

Woski odlewowe służą do sporządzania tych elementów protez, które zostaną w dalszym procesie laboratoryjnym (odlewniczym) zamienione na stopy metali. Głównym składnikiem jest воск Karnauba, który nadaje twardość i podnosi temperaturę topnienia do 85°C. Intensywne zabarwienie (czerwień, ciemny granat, zieleń) ułatwia ocenę grubości modelowanych elementów oraz pozwala odróżnić model woskowy od otaczających struktur, podczas modelowania. Najważniejsze cechy tej grupy wosków to ostrokonturowość i możliwość całkowitego spalania, bez pozostałości (tzw. popiołu). Umożliwia to stosowanie go w technice odlewniczej, gdzie woskowe elementy protezy usuwane są poprzez całkowite spalanie, bez pozostawienia resztek zanieczyszczających odlew. Wśród wosków odlewowych, w zależności od ich przeznaczenia, wyróżnia się:

woski do modelowania wkładów („inlejowe”), do techniki zanurzania i gotowe do użycia prefabrykowane kształtki woskowe. Ponieważ woski odlewowe są wykorzystywane do modelowania różnych rodzajów konstrukcji protetycznych (zarówno stałych, jak i ruchomych), ich właściwości fizykochemiczne nieznacznie się różnią.

Woski do modelowania wkładów

Woski do modelowania wkładów zawierają: parafinę (60%), воск Karneuba (25%), czerzynę (10%) i воск pszczeli (5%). Ilość poszczególnych składników może się nieznacznie różnić w zależności od producenta i typu wosku (typ I i II).

Ze względu na temperaturę uplastyczniania produkowane są dwa rodzaje tych wosków:

- typ I – воск miękki, stosowany w technice pośredniej modelowania wkładów – na modelach roboczych w laboratorium techniki dentystycznej,
- typ II – воск twardy, stosowany w technice bezpośredniej modelowania wkładów – w jamie ustnej pacjenta.

Wosk miękki (typ I) musi zachowywać nadany kształt (nie może się topić) w temperaturze pokojowej ($< 25^{\circ}\text{C}$). Воск twardy (typ II) charakteryzuje się tym, że jest plastyczny w temperaturze jamy ustnej (37°C), co pozwala na jego łatwe modelowanie. Woski podczas ogrzewania rozszerzają się, natomiast podczas chłodzenia kurczą. Materiały, które tężeją (twardnieją) w wyższych temperaturach, ulegają większemu skurczowi niż te, które stygną w temperaturze niskiej, dlatego wosków typu I i II nie można stosować zamiennie.

! Uwaga praktyczna

Niewskazane jest wielokrotne rozgrzewanie wosków odlewniczych, gdyż wpływa to niekorzystnie na ich właściwości w związku z odparowaniem części składników.

Do wosków tej grupy należą między innymi: Inlay wax soft (GC), Inlay wax hard i regular (Kerr), Thowax inlay wax (Yeti-Dental), Moves inlay wax i Corning inlay wax (Keyston Industries).

Woski do techniki zanurzania

Wosk do techniki zanurzania przeznaczony jest do modelowania podbudowy koron metalowo-ceramicznych, ceramicznych (w technice tłoczenia na gorąco i systemach CAM) oraz odlewanych ze stopów metali techniką traconego wosku. Produkowany jest w postaci granulek (w kolorach żółtym, czerwonym i zielonym), które uplastycznia się w elektrycznych podgrzewaczach, w temperaturze $89-91^{\circ}\text{C}$. Dzięki możliwości kontroli temperatury podgrzewania (zgodnie z zaleceniami producenta określonego wosku) unikamy przegrzania i odparowania części składników. Poprzez zanurzenie pokrytego lakierem dystansowym gipsowego kikuta oszlifowanego zęba (lakier zabezpiecza odpowiednią przestrzeń pomiędzy koroną a oszlifowanym zębem dla cementu) uzyskuje się powłokę o jednolitej grubości. Cechą charakterystyczną wosków do zanurzania jest mały skurcz, dokładność dopasowania do modelu i łatwość opracowania.

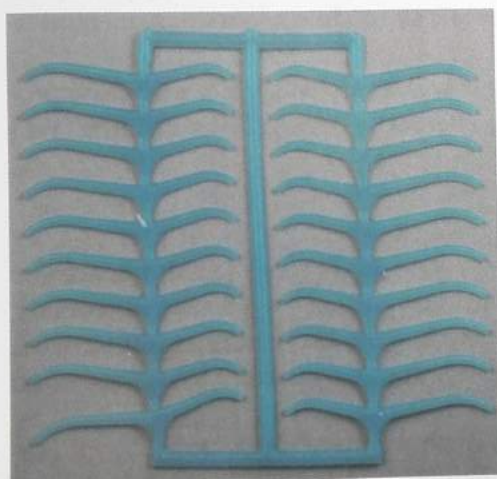
Do wosków tej grupy należą między innymi: Magic Dipping Wax (Bego), Red Dipping Wax (Keyston), Preci Dip i Elasto Dip (Yeti-Dental) oraz Geo Dip (Renfert).

Prefabrykowane formy woskowe

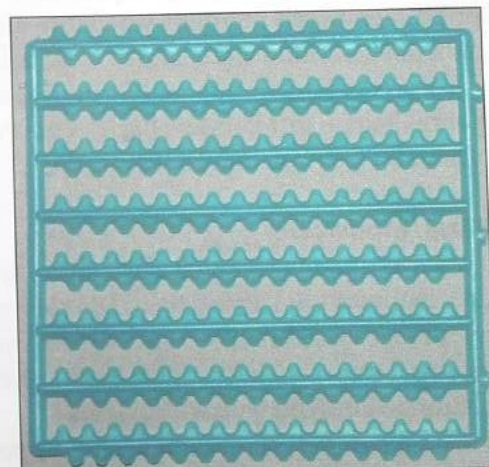
Profilowane formy woskowe (kształtki) przeznaczone są do modelowania protez stałych i metalowych szkieletów protez ruchomych. Wszystkie formy produkowane są w różnych rozmiarach, co umożliwia ich indywidualne dostosowanie do określonej sytuacji kliniczno-laboratoryjnej.

Formy do modelowania metalowych szkieletów protez ruchomych są profilami w kształcie:

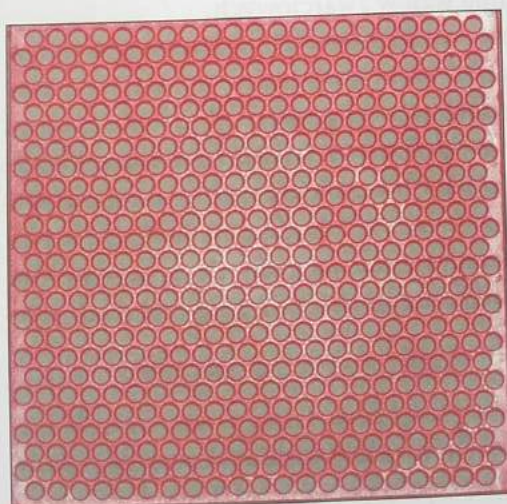
- klamer (proste, pierścieniowe, naddziąsłowe) na zęby przednie i boczne,
- łuków podjęzykowych (dla protez żuchwy) o wysokości od 3,1 do 4,0 mm i grubości 1,7 i 2,0 mm,



A



B



C

Ryc. 1. Prefabrykaty woskowe do modelowania elementów składowych protez ruchomych (klamry (A), listwy (B) i siatki retencyjna (C)).

- listew retencyjnych (zaczepy dla tworzywa akrylowego w bezzębnych odcinkach wyrostka zębodołowego) dla protezy żuchwy, w kształcie pierścieni, nieregularnego owalu i prostokąta,
- siatki retencyjnej z otworami: okrągłymi skośnymi i kwadratowymi dla protez całkowitych i częściowych szczęki i żuchwy,
- kalibrowane płyty gładkie i karbowane do kształtowania płyt podniebiennych o grubości od 0,3 do 0,6 mm,
- drut woskowy na kanały odlewnicze o grubości od 2,0 do 5,0 mm,
- pałeczki okrągłe do wykonawstwa kanałów odpowietrzających o grubości od 0,6 do 1,5 mm.

Formy woskowe używane w wykonawstwie protez stałych są fabrycznie przygotowanymi profilami przęseł, które stosuje się podczas modelowania mostów protetycznych. Wymagają indywidualnego zaadaptowania do kształtu wyrostka zębodołowego oraz warunków zwarciovych. Profile przęseł dostępne są w 15 różnych kształtach (dla zębów przednich i bocznych, szczęki i żuchwy). W laboratoryjnym wykonawstwie protez stałych wykorzystuje się również woskowe profile powierzchni żujących zębów przedtrzonowych i trzonowych, które uformowane są zgodnie z kształtem anatomicznym powierzchni żującej określonego zęba.

Przykładami woskowych form używanych w wykonawstwie protez stałych są produkty: Bella Form Pontics (Bego), Geo Pontics (Renfert), Occlusal Wax Patterns (Yeti-Dental) i Geo Anatomics (Renfert).

Woski modelowe

Wosk modelowy o zabarwieniu białym, różowym lub czerwonym służy zarówno do czynności klinicznych, jak i laboratoryjnych (wzorniki, próbne protezy, olicowania, rejestracja zwarcia). W skład wosków modelowych wchodzi: cerezyna (80%), wosk pszczeli (12%), żywice naturalne i syntetyczne (3%), wosk Kar-nauba (2,5%) i inne woski naturalne lub syntetyczne (2,5%).

Materiał jest konfekcjonowany w postaci prostokątnych płytek (15,0 x 7,6 cm) o grubości 1,0-2,0 mm oraz profilowanych elementów w kształcie podkowy lub kwadratowych pałeczek, które służą do wykonywania wałów zwarciovych.

W zależności od temperatury uplastycznienia woski modelowe dostępne są w trzech rodzajach twardości (specyfikacja ISO 15854):

- typ I – wosk miękki, przeznaczony do modelowania licówek,
- typ II – wosk twardy, przeznaczony do wykonawstwa wzorników zwarciovych i próbnych protez (kontrola ustawienia zębów), w pokojowej temperaturze otoczenia (klimat umiarkowany),
- typ III – wosk bardzo twardy (supertwardy), przeznaczony do wykonawstwa wzorników zwarciovych i próbnych protez, przy wysokich temperaturach otoczenia (klimat tropikalny).

Podczas ogrzewania wosk modelowy staje się plastyczny, dzięki czemu daje się formować i giąć, a po przekroczeniu temperatury topnienia przechodzi w stan płynny. W zakresie temperatur 20-37°C wosk ten nie wykazuje zmian objętościowych (nie podlega skurczowi). Woski modelowe cechuje występowanie tzw. naprężenia resztkowe-



Ryc. 2. Profile woskowe (A) i wały zwarciovye na modelach (B).

go, co przyczynia się do utrzymania w zamierzonym położeniu zębów we wzornikach zwarciovych. Likwidacja tego naprężenia następuje pod wpływem wzrostu temperatury, co prowadzi do zniekształcenia wosku i przesunięcia zębów.

Do grupy tych materiałów należą między innymi: Wosk modelowy miękki i twardy (Chema), Modeling Wax Regular i Hard (Vertex-Dental), Modellierwachs (Bego) oraz Base Plate Wax (Yamahachi-Dental).

2.2. Woski wyciskowe

Woski wyciskowe opisano w rozdziale 3.1.

2.3. Woski do rejestracji zwarcia

Woski do rejestracji zwarcia zawierają w swym składzie воск pszczeli, parafinę lub cerezynę oraz opiłki metali (glinu lub miedzi), które nadają im ostrokonturowość. Łatwo się uplastyczniają w temperaturze jamy ustnej, natomiast w temperaturze pokojowej zachowują stabilność wymiarów. Ujemną ich cechą jest możliwość odkształcenia podczas usuwania rejestratora z jamy ustnej, stąd są zastępowane materiałami silikonowymi przeznaczonymi do rejestracji zwarcia. Konfekcjonowane są w postaci prostokątnych arkuszy o grubości 2,7 mm lub elementów profilowanych do kształtu łuków zębowych.

Przykładami wosków do rejestracji zwarcia są: Alminax (Kemdent), Aluwax (Aluwax-Dental) i Biofit Oclusal (Jensen-Dental).

2.4. Woski do celów specjalnych

Wosk kleisty

Wosk kleisty (zwany też „lepkim”, „lepikiem”) składa się z wosku pszczelego i żywicy naturalnych zmniejszających lepkość. W temperaturze pokojowej jest twardy i kruchy, natomiast po podgrzaniu staje się lepki i dokładnie przylega do powierzchni, na którą został naniesiony (posiada dobre właściwości adhezyjne). Podczas stygnięcia wykazuje mały skurcz, co zapobiega przemieszczaniu się łączonych elementów. Używany jest do łączenia metalowych elementów protez stałych i ruchomych przed ich lutowaniem oraz zespolenia części złamanych protez przed ich naprawą. Jest produkowany w postaci żółtych pałeczek.

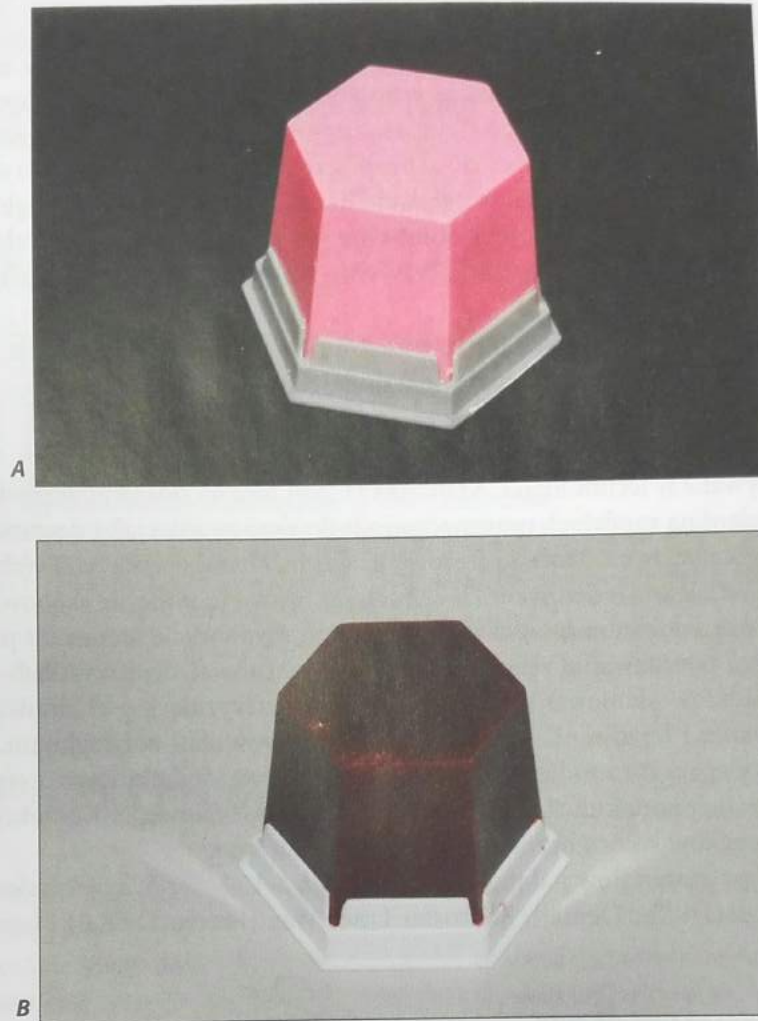
Do wosków kleistych należą między innymi: Wosk lepki (Chema), Deiberit 502 (Siladent) i Glaswachs (Hoffman).

Wosk odlewowy do frezowania

Woski przeznaczone do techniki frezowania są stosowane do wykonywania elementów konstrukcji protetycznych (stopni, prowadzeń, interloków, koron teleskopowych), które wymagają wspólnego toru wprowadzenia, jednolitego dla wszystkich części składowych protezy. Materiały te są woskami odlewowymi o wysokiej temperaturze uplastyczniania, dzięki czemu nie przyklejają się do elementu skrawającego (frezu) pod wpływem wytwarzającej się podczas tego procesu wysokiej temperatury, dając gładką powierzchnię o wyraźnych ostrokonturowych krawędziach. Charakteryzują się stabilnością kształtów i są dostępne w dwóch rodzajach twardości (średnio twarde i twarde).

Konfekcjonowane są w postaci walców, krążków lub prefabrykowanych profili do wykonawstwa zasuw i zatrzasków (Plasticwax, Alphadent NV). Woski profilowane są połączeniem wosku odlewowego i żywicy akrylowej.

Do tej grupy wosków należą między innymi: Fräswachs (Bego), Thoway (Yeti-Dental), S-U (Schuler-Dental), Pro-Mod F-O i Pro-Mod F-1 (Al. Dente).



Ryc. 3. Wosk do blokowania podcieni (A) i wosk cerwikalny (B).

Wosk do blokowania podcieni

Woski tego typu stosuje się do przygotowania laboratoryjnego modeli roboczych przeznaczonych do powielenia. Modele te powinny mieć zablokowane podcienie (przestrzeń poniżej największej wypukłości zęba lub wyrostka zębodołowego zawarta między analizatorem a powierzchnią modelu) w położeniu zgodnym z kierunkiem toru wprowadzenia protezy. Podcienie blokuje się woskiem pod kontrolą noża paralelometrycznego. Jest to wosk odluwowy o temperaturze topnienia około 90°C i temperaturze krzepnięcia około 68°C (nie topi się podczas zalewania ciepłym agarem). Charakteryzuje się twardością, dobrym przyleganiem do modelu gipsowego, dzięki czemu daje się łatwo ścinać.

Do tej grupy materiałów należą między innymi: Wachse ZTM Thiel (Erkodent), Ausblochwachs (Bego), Cutex (Yeti-Dental), Geo (Renfert) i Pro-Mod B (Al. Dente).

go wykonywać także tzw. *wax-up* (imitacja kształtu przyszłego uzupełnienia protetycznego).

Do tej grupy wosków należą między innymi: Geo Avantgarde Occlusal (Renfert) i Occlusal Wax (Bego).

2.5. Piśmiennictwo

1. Combe E.C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Sanmedica, Warszawa 1997.
2. Creig R.G.: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2008.
3. Gołębiewska M.: Materiałoznawstwo Protetyczne. Akademia Medyczna w Białymstoku, Białystok 2003.
4. Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków 2000.
5. Majewski S.: Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
6. Pryliński M.: Mosty adhezyjne oparte na wkładach koronowych: postępowanie kliniczne i laboratoryjne. Elamed, Katowice 2010.
7. Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto J.: Współczesne protezy stałe. Wydawnictwo Czelej, Lublin 2002.

2.6. Pytania testowe

1. *Woskiem, który jest dostępny w dwóch zakresach temperatury topnienia (wosk letni i zimowy), jest:*
 - a) воск przyszyjkowy
 - b) воск kleisty
 - c) воск biały
 - d) воск do techniki zanurzania
 - e) воск do frezowania
2. *Do łączenia metalowych elementów protez stałych przed ich zlutowaniem służy:*
 - a) воск do blokowania podcieni
 - b) воск modelowy
 - c) воск do modelowania wkładów
 - d) воск kleisty
 - e) воск Karnauba
3. *Które z poniższych określeń dotyczy wosków stosowanych w systemach CAD/CAM:*
 - a) określony rodzaj wosku jest przypisany do konkretnego systemu CAD/CAM
 - b) wymagają dodatkowego uszczelnienia obrzeża modelowanej korony
 - c) nie dają refleksów świetlnych utrudniających skanowanie
 - d) charakteryzują się łatwością płynięcia
 - e) przed skanowaniem muszą być pokryte srebrnym lakierem
4. *Najważniejsze cechy wosków odlewowych to:*
 - a) ostrokonturowość i dobra płynność

MATERIAŁY WYCISKOWE

Warunkiem wykonania dobrego uzupełnienia protetycznego jest precyzyjne odwzorowanie podłoża protetycznego, co jest możliwe dzięki zastosowaniu odpowiedniej techniki wyciskowej oraz dobranych do niej mas wyciskowych. Bezpośredni kontakt mas wyciskowych z tkankami jamy ustnej wymaga spełnienia warunku ich nieszkodliwości dla środowiska jamy ustnej (obojętność biologiczna), przy równoczesnym zachowaniu odpowiednich parametrów technicznych, do których należą: dokładność odwzorowywania szczegółów pola protetycznego, łatwość przyrządzania, optymalny czas tężenia w jamie ustnej, zachowanie trwałości kształtu po wyjęciu z jamy ustnej, odpowiednia sprężystość (tzw. pamięć kształtu), odporność mechaniczna umożliwiająca wykonanie modelu bez uszkodzeń, przyjemny smak i zapach, łatwość wprowadzania i usuwania z jamy ustnej oraz możliwość dezynfekowania wycisków.

Kliniczne masy wyciskowe można podzielić na:

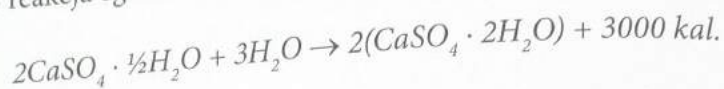
- masy wyciskowe sztywne (nieelastyczne): gips wyciskowy, gutaperka, masy żywiczowo-woskowe, masy tlenko-cynkowo-eugenolowe, woski wyciskowe,
- masy wyciskowe elastyczne: masy hydrokoloidowe (agarowe i alginatowe), elastomery (polisulfidowe, polieterowe, silikonowe, winylosiloksanoetery).

3.1. Masy wyciskowe sztywne

Masy sztywne stanowią grupę materiałów, które ze względu na brak możliwości powrotu do pierwotnego kształtu (brak elastyczności) znajdują we współczesnej protetyce stomatologicznej zastosowanie ograniczone, wyłącznie do odwzorowania powierzchni pola protetycznego pozbawionego podcieni. W zasadzie jedyną masą z tej grupy, która jest nadal stosowana, jest masa tlenko-cynkowo-eugenolowa. Wprawdzie inne masy wyciskowe z tej grupy wychodzą z użycia, jednak krótki ich opis jest dydaktycznie uzasadniony.

Gips wyciskowy

Podstawowym składnikiem gipsu wyciskowego jest kalcynowany półwodny siarczan wapnia, który po zmieszaniu z wodą tworzy twardą masę dwuwodnego siarczanu (VI) wapnia. Jest to reakcja egzotermiczna i przebiega według wzoru:



Przyspieszenie procesu wiązania oraz zmniejszenie rozszerzalności gipsu wyciskowego zapewniają katalizatory dodatnie w ilości do 3% [chlorek sodu, chlorek potasu, siarczan (VI) potasu] oraz katalizatory ujemne (ałun glinowo-potasowy, boraks, cytrynian sodu), natomiast dodatek kredy lub talku zwiększa jego łamliwość konieczną do usunięcia wycisku (po związaniu) z jamy ustnej. Gips wyciskowy barwiony na różowo w celu odróżnienia od gipsów laboratoryjnych odpowiada wielu wymaganiom, jakie są stawiane materiałom wyciskowym, jednak trudności w jego praktycznym stosowaniu związane między innymi z usuwaniem wycisków z jamy ustnej (konieczność łamania) oraz z uwalnianiem modeli spowodowały, że współcześnie w zasadzie zaniechano jego stosowania.

Gutaperka

Gutaperka jest mieszaniną biopolimerów uzyskiwanych z soków drzew podzwrotnikowych koagulowanych za pomocą pary wodnej. Jej głównym składnikiem jest trans-poliizopren. Uplastycznia się w temperaturze 40-60°C. W przeszłości była stosowana do wykonawstwa wycisków podścielających oraz protez poresekcyjnych i obturatorów. Jednak ze względu na małą dokładność odwzorowywania podłoża protetycznego oraz duży skurcz termiczny przy przejściu z temperatury jamy ustnej do temperatury pokojowej obecnie, podobnie jak gips wyciskowy, nie jest stosowana.

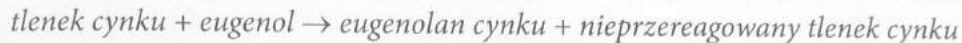
Masy żywiczno-woskowe (stensowe)

Masy żywiczno-woskowe są masami termoplastycznymi, które w zależności od przeznaczenia nabierają cech plastyczności w zakresie temperatur 45-60°C, natomiast proces tężenia następuje pod wpływem oziębienia. Określane są również jako masy stensowe, gdyż stanowią mieszaninę substancji plastycznych zmiękczających, wypełniających oraz barwników. Ze względu na wysoką temperaturę uplastyczniania oraz znaczne odkształcenia podczas uwalniania wycisków z jamy ustnej ich zastosowanie było ograniczone jedynie do wykonywania modeli zębów przeciwnych oraz modeli do sporządzania łyżek indywidualnych. Wyjątek stanowiła masa Kerra w pałeczkach, która służyła do pobierania wycisków zębów pojedynczych w pierścieniach miedzianych. Główną zaletą wycisku pierścieniowego była możliwość oceny prawidłowości oszlifowania zęba filarowego na etapie pobierania wycisku. W przypadku niedokładnego oszlifowania, a zwłaszcza istniejących podcieni, stwardniałej po oziębieniu masy nie można było usunąć z jamy ustnej.

Masy tlenko-cynkowo-eugenolowe

Masy wyciskowe na bazie tlenku cynku z eugenolem, określane również jako masy oleisto-żywiczne, są produkowane w postaci pasty konfekcjonowanej w dwóch tubach

i przeznaczone są do pobierania wycisków wyłącznie w przypadkach całkowitego bezzębia. Jedna z nich zawiera tlenek cynku, tlenek magnezu, kalafonię (skraca czas tężenia, zmniejsza gęstość) oraz oleje mineralne (wypełniacze), natomiast w drugiej znajdują się eugenol, talk (wypełniacz), kaolin (wypełniacz) i octan cynku. Reakcja wiązania przebiega według następującego schematu:



Obie pasty należy bardzo dokładnie ze sobą wymieszać, tak aby w zarobionej masie nie występowały jakiegokolwiek smugi i przebarwienia, lecz jednolita ciekła masa. Niestaranne wymieszanie prowadzi do szybszego tężenia w miejscach przesyconych nadmiarem katalizatora oraz wolniejszego w miejscach, gdzie jest jego niedobór, co prowadzi do zniekształceń wycisku. Masy oleisto-żywiczne stosuje się do wycisków czynnościowych na łyżkach indywidualnych bezzębnej szczęki i żuchwy oraz wycisków podścielających. Materiały te wystarczająco wiernie odtwarzają pole protetyczne, a po związaniu nie wykazują tendencji do szybkiej zmiany objętości, dlatego wyciski nie muszą być odlewane natychmiast po ich pobraniu. Niekorzystną właściwością jest brak elastyczności „pamięci kształtu” i kruchość po związaniu, co powoduje, że nie poleca się pobierania nimi wycisków w przypadkach kolbowatych wyrostków zębodołowych i guzów szczęki. Ze względu na to, że u pacjentów wrażliwych istnieje możliwość wywoływania podrażnień błony śluzowej przez eugenol, niektórzy producenci zastępują go kwasem laurynowym.

Przykładowe nazwy handlowe tego typu mas to: Repin (Spofa-Dental) i Neogenate (Septodont).

Woski wyciskowe

Wspólną cechą tej grupy mas wyciskowych jest to, że stają się plastyczne w temperaturze jamy ustnej (36-37°C), co umożliwia czynnościowe kształtowanie obrzeży wycisku bezzębnych szczęk bez ograniczeń czasowych. Zawierają mieszaninę różnych wosków naturalnych z dodatkiem żywic syntetycznych o miękkiej konsystencji. W celu umożliwienia lepszego dostosowania się masy do różnej podatności błony śluzowej do niektórych mas dołączany jest środek zmiękczający, który dodaje się do materiału bazowego w ilości kilku kropel. Woski wyciskowe są przydatne w przypadkach, w których zachodzi konieczność wywierania nacisku na podłoże protetyczne. Wyciski wykonywane tego typu materiałami mogą podlegać korekcie poprzez nałożenie kolejnych warstw masy i być ponownie wprowadzane do jamy ustnej w celu uzyskania satysfakcjonującego efektu. Przed usunięciem z jamy ustnej wycisk należy schłodzić zimną wodą, a następnie w celu uniknięcia zniekształceń przechowywać w chłodnej wodzie do momentu odlania modelu.

Przykładowe nazwy handlowe tego typu mas: Ex-3-N i Ex-3-N-Gold (John Most).

3.2. Masy wyciskowe elastyczne

Masy wyciskowe elastyczne jako pozbawione większości wad charakterystycznych dla materiałów sztywnych są we współczesnej praktyce protetycznej stosowane rutynowo, gdyż w zasadzie w każdych warunkach klinicznych, dobierając odpowiednio ich odmiany i stosowną technikę wyciskową, można uzyskać rezultat pozytywny.

3.1.1. Masy hydrokoloidalne

Masy hydrokoloidalne agarowe (odwracalne)

W zasadzie mas tych nie należy określać jako „wyciskowe”, gdyż służą one wyłącznie do laboratoryjnego powielania modeli (patrz dalej). Podstawowym składnikiem hydrokoloidowych mas agarowych jest woda (80-85%) oraz agar-agar (14%), który jest wyciągiem z morskich wodorostów. Składnikami dodatkowymi są boraks (0,2%) zwiększający wytrzymałość żelu oraz benzoesany (0,1%) jako konserwanty. Masa agarowa odznacza się wystarczającą wytrzymałością mechaniczną i płynnością umożliwiającą dokładne odwzorowanie modelu, co powoduje, że jest powszechnie używana w technice dentystycznej do powielania modeli roboczych w procesie wykonawstwa protez szkieletowych i niektórych protez stałych. Ponadto praktyczne znaczenie ma fakt, że proces wiązania masy jest odwracalny, co pozwala na wielokrotne jej użycie bez uszczerbku dla jakości uzyskiwanych modeli.

Materiał może być przechowywany w specjalnym urządzeniu zapewniającym utrzymanie konsystencji zolu dzięki utrzymywanej stałej temperaturze 55-65°C, przez co może zostać użyty wielokrotnie bez konieczności ponownego przekształcania żelu w zol. Jednak zawarta w masie woda łatwo odparowuje, co prowadzi do zmiany wymiarów agarowego negatywu. Dlatego modele z masy ogniotrwałej powinny być odlane jak najszybciej po powieleniu oryginału. W przeszłości niektórzy praktycy stosowali masy na bazie agaru (o nieco mniejszej zawartości wody niż materiał laboratoryjny) do pobierania wycisków. Jednak technika ich wykonania była bardzo skomplikowana, wymagała stosowania nie tylko specjalnych łyżek wyciskowych z chłodzeniem wodnym, lecz również specjalnego urządzenia do uplastyczniania materiału składającego się z trzech łaźni wodnych. Dlatego współcześnie masy na bazie agaru zostały całkowicie wyeliminowane z zastosowania klinicznego.

Masy hydrokoloidalne alginatowe, alginowe (nieodwracalne)

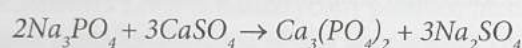
Masy hydrokoloidowe alginowe, zwane również alginatowymi, są (w powszechnej praktyce) najpopularniejszymi materiałami wyciskowymi stosowanymi do wykonywania wycisków na modele diagnostyczne, wycisków w bezzębiu w celu wykonania łyżek indywidualnych, wycisków na modele robocze pod protezy częściowe akrylowe, szkieletowe i aparaty ortodontyczne oraz wycisków na modele zębów przeciwnych.

Koloid jest układem niejednorodnym, który składa się z fazy rozproszonej (w tym przypadku proszek), oraz fazy rozpraszającej (woda). Istotą wiązania jest proces przechodzenia zolu w żel (żelowanie) w wyniku reakcji chemicznej, w trakcie której alginian sodu, wchodząc w reakcję z siarczanem (VI) wapnia, tworzy nierozpuszczalny alginian

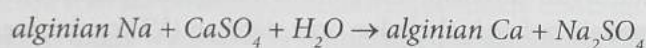


Ryc. 4. Urządzenie do urabiania masy alginatowej i gipsu (f. Dux Dental).

wapnia. Ponieważ reakcja ta przebiegałaby zbyt szybko, do masy (proszku) dodany jest ortofosforan (V) sodu, który wiąże się z jonami wapnia, tworząc ortofosforan (V) wapnia według reakcji:



Powstały związek posiada zmniejszoną rozpuszczalność w wodzie, co powoduje wydłużenie reakcji wiązania. Dopiero po całkowitym przereagowaniu jonów ortofosforanowych (V), następuje reakcja pozostałych jonów wapnia z rozpuszczalnym alginianem sodu, w wyniku czego powstaje nierozpuszczalny alginian wapnia w postaci żelu (reakcja przebiega w sposób nieodwracalny):



Materiały te (alginaty) posiadają przyjemny smak i zapach, są nietoksyczne oraz hydrofilne, co pozwala na pobieranie wycisków w środowisku wilgotnym. Wyciski po ich wykonaniu wykazują wystarczającą dokładność, lecz z czasem ulegają zmianom objętościowym i to zarówno w powietrzu atmosferycznym, jak i środowisku wodnym. Dlatego modele na ich bazie powinny być odlewane niezwłocznie po pobraniu wycisków. Stwierdzono bowiem, że wycisk alginatowy pozostawiony bez zabezpieczenia może w ciągu godziny zmienić swój wymiar objętościowy o 10%. Z tych też względów wyciski z mas alginowych należy odlewać możliwie jak najszybciej po ich wykonaniu lub przechowywać w warunkach zapobiegających ich wysychaniu, jednak nie dłużej niż 1-2 godziny. Zalecane przez niektórych autorów przechowywanie wycisków alginowych w środowisku 100% wilgotności względnej nie zabezpiecza przed jego deformacją, ponieważ nawet w takich warunkach dochodzi do skurczu związanego ze zjawiskiem „synerезy”, polegającej na „poceniu” się powierzchni masy.

Przykładowe nazwy firmowe (handlowe) mas alginatowych: Kromopan (Major), Septalgin (Septodont), Ypeen (Spofa Dental), Phase (Zermack).

Elastomery wyciskowe

Elastomery są uniwersalnymi materiałami wyciskowymi dostępnymi w różnych konsystencjach decydujących o ich zastosowaniu. Ze względu na rodzaj reakcji chemicznej, która ma miejsce podczas ich utwardzania, dzielą się na dwie grupy:

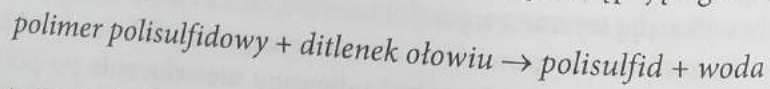
- kauczuki poliwinylsiloksanowe, utwardzane na drodze polimeryzacji addycyjnej,
- kauczuki polimetylosiloksanowe utwardzane na drodze polimeryzacji kondensacyjnej.

W zależności od konsystencji masy te występują w następujących postaciach:

- masa o konsystencji gęstej i dużej przężności, przeznaczona na pierwszą warstwę wycisków dwuwarstwowych – dwuczasowych wykonywanych dla protez stałych,
- pasta o średniej gęstości przeznaczona do pobierania wycisków jednowarstwowych – jednoczasowych (aplikowana równocześnie na łyżkę oraz do kieszonki dziąsłowej), dwuwarstwowych – jednoczasowych (faza gęstsza aplikowana na łyżkę wyciskową), wycisków czynnościowych bezzębia na łyżkach indywidualnych oraz jako druga warstwa wycisków dwuwarstwowych,
- pasta o konsystencji płynnej rzadkiej, stosowana jako druga warstwa w wyciskach dwuwarstwowych, jednoczasowych – dwuwarstwowych (faza rzadsza aplikowana bezpośrednio do kieszonki dziąsłowej), a także wycisków czynnościowych bezzębia.

3.2.2. Masy polisulfidowe

Masy polisulfidowe, zwane również masami tiokolowymi lub merkaptanowymi, dostarczane są do praktyki klinicznej w postaci dwóch past, z których jedna stanowi bazę a druga katalizator. Masa bazowa zawiera polimer polisulfidowy (80-85%) z reaktywnymi grupami tiolowymi (merkaptylowymi-SH), ditlenek tytanu (16-18%), który jest wypełniaczem i nadaje paście biały kolor, oraz siarczan (VI) cynku, węglan miedzi (II) lub krzemiany (< 5%). W skład pasty katalitycznej wchodzi ditlenek ołowiu (60-68%), ftalany dibutyłu (30-35%), siarka (3%) oraz stearynian magnezu i substancje zapachowe (< 2%). Uproszczona reakcja wiązania przebiega według następującego schematu:



Reakcja ta posiada charakter polimeryzacji kondensacyjnej, w wyniku której powstaje produkt uboczny w postaci wody, która uwalniając się z wycisku może wpływać na zmianę jego objętości, pogłębiając się z upływem czasu, gdyż proces polimeryzacji w związanym materiale zachodzi jeszcze przez kilka dni. Z tego powodu odlanie modelu powinno nastąpić możliwie jak najszybciej po pobraniu wycisku.

Skurcz polimeryzacyjny, który ma miejsce w trakcie procesu wiązania, oraz ograniczona odporność na rozrywanie materiałów polisulfidowych wymaga, aby wycisk był pobierany na akrylowej łyżce indywidualnej z cienką warstwą nałożonej masy, tj. do 3,0 mm. Podobnie jak w przypadku mas polieterowych procesowi wiązania tych mate-

rialów towarzyszy wzrost temperatury w zakresie 3-4°C, co może powodować drażnienie miazgi oszlifowanych zębów filarowych i związaną z tym reakcję bólową.

Uwaga praktyczna

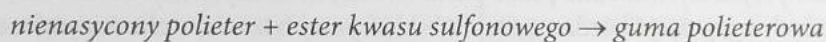
Masy tego typu nie tolerują obecności wilgoci w obrębie kieszonki dziąsłowej podczas pobierania wycisku, dlatego warunkiem dokładnego odwzorowania tego rejonu jest usunięcie i osuszenie zanieczyszczeń ze śliny i krwi – co praktycznie nie jest łatwe do osiągnięcia. Dzięki elastyczności masy polisulfidowe mogą być stosowane zarówno w przypadkach bezzębia, gdy występują kolbowate wyrostki zębo-
dolowe i wydadne guzy szczęki, jak i w przypadkach braków częściowych z zachowanym uzębieniem naturalnym lub obecnych uzupełnieniach stałych.

Do mas tej grupy należą: Doriplast (DoriDent) i Permlastic (Kerr).

3.2.3. Masy polieterowe

Masy polieterowe chemoutwardzalne

Chemoutwardzalne masy polieterowe są dostępne w konsystencji rzadkiej, średniej i gęstej. Pasta podstawowa zawiera nienasycony polieter, nieorganiczny wypełniacz i plastyfikator, natomiast pasta katalityczna składa się z organicznego estru kwasu sulfonowego, nieorganicznego wypełniacza oraz plastyfikatora. Reakcja wiązania przebiega według następującego schematu:



W przeciwieństwie do mas polisulfidowych podczas polimeryzacji (sieciovania) tych mas (polieterowych) nie powstają jakiekolwiek produkty uboczne. Zmiany wymiarów podczas wykonywania wycisków są minimalne i w zależności od stopnia gęstości masy wynoszą 0,19-0,24%. Podczas tego procesu dochodzi jednak do wzrostu temperatury o 4,2°C, co ma niekorzystny wpływ na miazgę oszlifowanych zębów. Masy te cechuje wysoki stopień dokładności zarówno jeśli chodzi o odwzorowanie szczegółów anatomicznych, jak również (ze względu na właściwości „tiksotropowe”) konfiguracji całego podłoża protetycznego, stąd nadają się do wykonywania wycisków pod protezy stałe oraz do czynnościowego kształtowania obrzeży wycisków polieterowych w przypadkach bezzębia. Materiały polieterowe są hydrofilne, co sprawia, że masa bardzo łatwo wpływa do kieszonki dziąsłowej. Jednak ta korzystna z klinicznego punktu widzenia właściwość mas polieterowych sprawia, że spolimeryzowany materiał adsorbuje wodę. Dlatego wycisk po wyjęciu z jamy ustnej opłukany pod bieżącą wodą i zdezynfekowany należy przechowywać na sucho, zanim nie zostanie odlany model roboczy. Duża sztywność polieterów (cecha korzystna podczas pobierania wycisków z transferami implantologicznymi) jest w wielu przypadkach przyczyną trudności podczas usuwania wycisku z jamy ustnej. Z tego samego powodu może dojść do odłamania zębów podczas uwalniania modelu gipsowego. Dlatego zaleca się pobieranie wycisku na łyżce, w której rezerwuje się 4,0 mm miejsca na masę wyciskową. Tak jak w każdym przypad-



ku przed pobraniem wycisku, należy dokładnie oczyścić i przygotować kieszonkę dziąsłową, pamiętając, że środki obkurczające zawierające siarczan żelaza (którym mogą być nasączone nici retrakcyjne) mogą zakłócać proces wiązania masy. Ze względu na fakt, iż opisywano przypadki reakcji uczuleniowych po kontakcie z masami polieterowymi, należy unikać bezpośredniego kontaktu skóry z tymi materiałami oraz nie stosować ich u pacjentów, u których rozpoznano jakąkolwiek alergię.

Przykładem tego typu mas jest Impregum F (3M ESPE), z uwagi na swoje właściwości szczególnie przydatny w implantoprotetyce (patrz dalej).

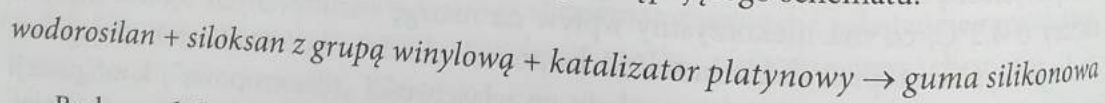
Masy polieterowe światłoutwardzalne

Masy polieterowe światłoutwardzalne są dostępne w dwóch gęstościach: o konsystencji rzadkiej w strzykawce oraz gęstej w tubach. W skład materiału wchodzi polieterowa żywica uretanu dimetakrylowego, wypełniacze, plastyfikatory, stabilizatory, pigment oraz fotoaktywator umożliwiający proces polimeryzacji pod wpływem światła o długości fali 480 nm w czasie 3 minut. Materiał wykazuje dobrą plastyczność i niski skurcz, dlatego wycisk może być odlewany nawet po 2 tygodniach od pobrania. Do wykonania wycisku wymagane jest zastosowanie przezroczystych łyżek, co oprócz łatwego dostępu światła stwarza lekarzowi możliwość kontroli wiązania masy.

Przykładem tego typu masy jest Genesis (Caulk).

3.2.4. Masy silikonowe A

Masy silikonowe o addycyjnym procesie tężenia (*poliwinylosiloksanowe*) są dostępne jako preparaty w formie pasta-pasta o różnych konsystencjach: bardzo rzadkiej, rzadkiej, średniej, gęstej i bardzo gęstej. W skład pasty bazowej wchodzi niskocząsteczkowe silikony z wodorosilanami i wypełniacze, natomiast pasta katalityczna zawiera niskocząsteczkowe silikony z wolnymi grupami winylowymi, wypełniacz oraz kwas heksachloroplatynowy (VI). Proces tężenia ma charakter polimeryzacji addycyjnej, w wyniku której powstaje jeden produkt końcowy (guma silikonowa) bez ułatniających się produktów ubocznych, i przebiega według następującego schematu:



Brak produktów ubocznych podczas procesu wiązania pozwala na otrzymanie masy wyciskowej, która jest przez dłuższy czas odporna na zmiany objętościowe, co stwarza możliwość odlania kilku modeli z jednego wycisku. Poza minimalnym skurczem (0,14-0,17%) materiały te charakteryzują się brakiem smaku i zapachu, nieznaczoną podatnością na odkształcenia, wysoką odpornością na rozrywanie oraz łatwością powrotu do pierwotnego kształtu (99,5-99,9%). Większość materiałów jest hydrofobowa, co sprawia, że podczas odlewania mogą powstawać niedokładności w postaci drobnych pęcherzyków powietrza. Dlatego produkuje się też preparaty, które zawierają w swoim składzie środki zmniejszające napięcie powierzchniowe, co polepsza zdolność zwilżania. Materiały te są określane jako hydrofilizowane masy silikonowe o addycyjnym sposobie wiązania.

Podczas procesu tężenia silikonów addycyjnych może zachodzić reakcja uboczna polegająca na wytworzeniu wodoru, który stopniowo uwalnia się z wycisku w okresie od kilkunastu do kilkudziesięciu minut od jego pobrania. Niektóre masy zawierają w swym składzie adsorbent wodoru, którym jest pallad. Jednak ze względu na fakt, że nie wszyscy producenci w sposób jednoznaczny podają informację o obecności palladu w składzie masy, wycisk powinno się odlewać po jednej godzinie od momentu jego pobrania celem uniknięcia porowatości modelu gipsowego.

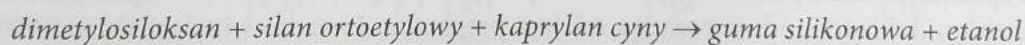
Uwaga praktyczna

Pracując z materiałami silikonowymi o addycyjnym sposobie tężenia, nie należy używać rękawiczek lateksowych ze względu na uwalniającą się z ich powierzchni siarkę, która niszczy katalizator platynowy, co prowadzi do zaburzenia polimeryzacji zanieczyszczonego obszaru. Podobna reakcja może mieć miejsce w przypadku kontaktu lateksu z powierzchnią preparowanych zębów filarowych oraz przyległych tkanek miękkich. Należy również unikać stosowania nici retrakcyjnych nasączonych chlorkiem glinu lub żelaza, bowiem te substancje również zaburzają proces wiązania tych materiałów.

Do mas tej grupy należą: Reprosil (De Trey), Elite Platinum (Zhermack), Panasil (Kettenbach).

3.2.5. Masy silikonowe C

Masy silikonowe o kondensacyjnym procesie tężenia (*polisiloksany, polimetylisiloksany*) występują w dwóch konsystencjach – rzadkiej oraz bardzo gęstej – i są konfekcjonowane jako pasta-pasta lub pasta-płyn. Głównym składnikiem masy podstawowej jest częściowo spolimeryzowany elastomer silikonowy (polidwumetylosiloksan), którego łańcuchowa budowa warunkuje jej elastyczność. Wypełniacz, jakim jest polimer silikonowy, pozwala uzyskać konsystencję pasty, a dodatek krzemionki powoduje łatwiejsze tężenie masy i zmniejsza skurcz polimeryzacyjny. W skład pasty katalitycznej (lub płynu) wchodzi kaprylan cyny i silan ortoetylenowy. Reakcji wiązania towarzyszy wzrost temperatury o 1°C, a jej uproszczony schemat przedstawia się następująco:



Zaletą tej grupy mas jest względnie wysoka odporność na zrywanie, wysoki stopień elastyczności oraz możliwość odlania kilku modeli z jednego wycisku. Wadą jest to, że po zakończeniu procesu polikondensacji na tzw. skurcz polimeryzacyjny nakłada się skurcz związany z odparowaniem alkoholu powstającego jako uboczny produkt reakcji kondensacji. Wielkość tej zmiany objętościowej jest uzależniona od procentowej zawartości wypełniacza. Zazwyczaj większy skurcz występuje w masach o rzadkiej konsystencji (0,6%), a mniejszy w gęstych (0,38%). Masy tego typu polimeryzują jeszcze do 2 tygodni od pobrania wycisku, co może powodować dalsze zmiany objętościowe. Ponadto wysoki współczynnik rozszerzalności termicznej może doprowadzić do zniekształcenia wycisku po jego wyjęciu z jamy ustnej. Dlatego wycisk należy odlewać

papką gipsową o temperaturze 37°C. Taka sama temperatura jest wskazana podczas przechowywania wycisków.

Masy silikonowe o kondensacyjnym procesie tężenia są przeznaczone do dwuwarstwowych wycisków (dwuczasowe-dwufazowe) pod protezy stałe. W tym przypadku wycisk wstępny pobierany jest masą o gęstej konsystencji (większej prężności), najlepiej przed oszlifowaniem zębów filarowych, co po oszlifowaniu stwarza możliwości wykonania koron ochronnych bezpośrednio w jamie ustnej pacjenta. Drugi wycisk masą przeznaczoną dla pierwszej warstwy jest rodzajem łyżki indywidualnej dla drugiej warstwy wycisku, którą pobiera się masą o płynnej konsystencji i niskiej prężności. Dostępne są również specjalne odmiany mas silikonowych kondensacyjnych, które służą do pobierania wycisków czynnościowych w bezzębiu (Xantopren function).

Do tej grupy mas należą między innymi: Optosil (Bayer), Xantopren (Bayer), Lastic Xtra (Kettenbach), Lastic 90 (Kettenbach).

3.2.6. Masy winylosiloksanoeterowe

W 2008 roku firma Kettenbach wprowadziła na rynek materiał elastomerowy stanowiący połączenie silikonu typu A z polieterem określany jako winylosiloksanoeter (nazwa handlowa Identium). Materiały te przeznaczone są głównie dla techniki jednoczasowej dwufazowej, lecz można je również stosować do wycisków czynnościowych i podścielających. Identium łączy zalety zarówno polieterów (dobra płynność, właściwości hydrofilne, wysoka twardość końcowa), jak i silikonów typu A (brak smaku i zapachu, łatwość usuwania z jamy ustnej i z modelu, powrót do pierwotnego kształtu po deformacji).

Aby uzyskać precyzyjny negatyw podłoża protetycznego materiał wyciskowy powinien posiadać wysoką hydrofilność zapewniającą dobrą zwilżalność, której miarą jest kąt kontaktu. Spośród wszystkich materiałów wyciskowych jedynie masy hydrokoloidowe mogą być określane jako hydrofilowe, natomiast elastomery posiadają początkowy kąt kontaktu powyżej 49°. Następstwem wysokiego kąta kontaktu są trudności w uzyskaniu modeli gipsowych wolnych od pęcherzyków powietrza, niedostateczne przyleganie mas do tkanek twardych i miękkich oraz niezadowalające odtwarzanie szczegółów, zwłaszcza w warunkach wilgotnych. W przypadku Identium kąt kontaktu wynosi 10°, co sprawia, że masa posiada bardzo dobre parametry płynięcia nawet w wilgotnym środowisku, dokładnie odwzorowując miejsca preparacji. Ponadto winylosiloksanoetery posiadają stosunkowo długi czas utrzymywania się w fazie płynnej, po której następuje okres stopniowego przejścia do fazy płynno-elastycznej (długi czas pracy), po czym następuje szybki proces wiązania. Ta właściwość określana w literaturze anglojęzycznej jako „double-snap effect” pozwala na dokładne odwzorowanie rozległych wielopunktowych preparacji. Warto podkreślić, że powrót wycisku do pierwotnego kształtu po deformacji zachodzącej podczas usuwania z jamy ustnej wynosi poniżej 1%. Materiał w zależności od potrzeb konkretnych warunków klinicznych dostępny jest w czterech postaciach, a mianowicie jako: Identium Medium, Medium Soft, Heavy oraz Light.

TABELA 3.1. Rodzaje materiału Identium oraz wskazania do ich klinicznego zastosowania

Nazwa fabryczna	Konsystencja i twardość	Wskazania do wycisków w procesie wykonawczym:
Identium Medium	Średnia lepkość Wysoka twardość końcowa	• Koron i mostów protetycznych • Wkładów, nakładów i licówek • Prac złożonych • Do wycisków czynnościowych • Konstrukcji implantoprotetycznych
Identium Medium Soft	Średnia lepkość Niska twardość końcowa	• Koron i mostów protetycznych • Wkładów, nakładów i licówek • Do wycisków czynnościowych • Szyn periodontologicznych
Identium Heavy	Wysoka lepkość Wysoka twardość końcowa	• Koron i mostów protetycznych • Wkładów protez nakładowych • Do wycisków czynnościowych
Identium Light	Niska lepkość końcowa (druga warstwa)	• Koron i mostów protetycznych • Wkładów, nakładów i licówek • Do wycisków podścielających

TABELA 3.2. Najważniejsze właściwości kliniczne materiałów elastomerowych

Materiał	Trwała deformacja (%)	Odształcenie przy ucisku (%)	Zmiana wymiarów po 24 godz. (%)	Kąt kontaktu
Polisulfidy	3-6	9-15	0,4-0,45	82°
Silikony typu C	1-3	2-9	0,38-0,6	98°
Silikony typu A	0,05-0,5	1-6	0,14-0,17	98° ¹ 53° ²
Polietera	1-2	2-3	0,19-0,24	49°
Winylosiloksano- etery	0,5-1	2-7	0,2	10°

¹ Silikon hydrofobowy.² Silikon hydrofilowy.

3.2.7. Materiały elastyczne specjalnego przeznaczenia

Masy do tzw. biologicznej odnowy tkanek

Masy do tzw. biologicznej odnowy tkanek (ang. *tissue conditioners*) wytwarzane są na bazie polimetakrylanu etylu w postaci proszku, który łączy się w procesie przygo-

towawczym z płynem stanowiącym mieszaninę alkoholu etylowego i estrów aromatycznych. Podczas reakcji wiązania nie dochodzi do powstania wiązań poprzecznych (sieciowania), jak ma to miejsce w materiałach używanych do trwałego podścielania, lecz wytwarza się żel o konsystencji umożliwiającej nanoszenie na oczyszczoną i suchą powierzchnię dośluzówkową protez ruchomych. Pod wpływem sił zgryzowych materiał w trakcie wiązania dopasowuje się do podłoża, stanowiąc następnie (dzięki swej sprężystości) amortyzator łagodzący urazowe działanie twardej płyty protezy na tkanki miękkie podłoża protetycznego.

Czas żelowania masy jest zależny od: ciężaru właściwego i wielkości cząsteczek polimeru, zawartości etanolu oraz zastosowanych plastyfikatorów. Po kilku dniach przebywania w jamie ustnej masa ta sztywnieje i zmniejsza swoją objętość (nawet o 9,3%), co ma związek z odparowaniem etanolu i plastyfikatorów, dlatego powinno się ją wymieniać co 3-5 dni. Materiały tego typu mogą pełnić podwójną rolę jako materiały tymczasowo podścielające protezy ruchome (po zabiegach chirurgicznych i implantologicznych), a także służyć do wycisków czynnościowych w przypadkach całkowitego bezzębia. Wykorzystywane są także do eliminacji zaburzeń fonetycznych u pacjentów po resekcji języka lub szczęki, służą wówczas do czynnościowego kształtowania powierzchni podniebiennej użytkowanych dotychczas lub nowych protez. Celem postępowania w takich przypadkach jest stworzenie „wtórnego sztucznego podniebienia” obniżonego względem pierwotnego w takim zakresie, który przywraca właściwy kontakt języka z podniebieniem.

Przykładem materiałów tej grupy są: Ivoseal (Ivoclar-Vivadent), Visco-Gel (De Trey), Coe Comfort (Coe Laboratories) i Kerr Fitt (Kerr).

Masy do rejestracji zwarcia (elastomerowe)

Podczas laboratoryjnego procesu wykonawstwa protez stałych istotną rolę odgrywa właściwe usytuowanie modeli roboczych w okluzji centralnej, co umożliwiają sporządzone wcześniej rejestratory zwarcia. W zależności od rozległości braków zębowych i obecności zębów w strefach podparcia mogą to być wzorniki zwarcia, woskowe płytki zwarcia lub materiały elastomerowe.

Ze względu na niekorzystne właściwości rejestratorów woskowych, jak możliwość odkształcenia rejestratora podczas usuwania z jamy ustnej, zniekształcenia na skutek uwalnianych naprężeń podczas przechowywania oraz znacznych zmian objętościowych przy przejściu z temperatury jamy ustnej do temperatury pokojowej, zaleca się stosowanie rejestratorów elastomerowych. Materiały elastomerowe aplikuje się bezpośrednio na powierzchnie zębów oszlifowanych oraz zębów sąsiednich lub używa do tego celu specjalnych nośników.

Większość rejestratorów elastomerowych to produkty silikonowe o addycyjnym sposobie wiązania, dostarczane w formie pojemników do automatycznego mieszania. Dostępne są również masy polieterowe konfekcjonowane w postaci dwóch past do mieszania ręcznego. Materiały te charakteryzują się zwartą konsystencją, sztywnością, stabilnością wymiarów (skurcz po 7 dniach 0,13%) i dokładnością odwzorowywania szczegółów. Ponadto posiadają krótki czas wiązania (30-90 s) oraz łatwość obróbki po stwardnieniu. Niektóre materiały mogą być skanowane w technice CAD/CAM.

Przykładem tej grupy materiałów są: Virtual CADbite Registration (Ivoclar-Vivadent), Flexitime Bite (Heraeus), Futar D (Kettenbach), O-Bite (DMG) oraz Aquasil Bite (Dentsplay).

3.3. Dobór materiałów i technika pobierania wycisków stosowanych w zależności od rodzaju planowanych protez ruchomych i konstrukcji stałych na zębach własnych i filarach implantowanych

Wycisk jest jednym z wielu etapów postępowania kliniczno-laboratoryjnego w wykonawstwie uzupełnień protetycznych i ważną procedurą decydującą o końcowym efekcie leczenia.

Wyciski do protez ruchomych

W przypadku protez całkowitych ich czynnościowa sprawność zależy od utrzymania na podłożu, co z kolei ma związek zarówno ze stanem podłoża (stopień zaniku tkanek twardych, stan tkanek miękkich), jak i zastosowaniem najwłaściwszych metod postępowania klinicznego i laboratoryjnej techniki wykonawczej. Do najważniejszych czynników utrzymujących protezę całkowitą na podłożu zalicza się tzw. czynnościowe przyssanie protezy, na co składają się adhezja i kohezja oraz podciśnienie, które wytwarza się między płytą protezy a błoną śluzową – przy dobrej szczelności brzeżnej płyty protezy (tzw. zamknięcie wentylowe). Dla stworzenia takich możliwości dokonuje się w procesie postępowania klinicznego i laboratoryjnego czynnościowe kształtowanie protez, które rozpoczyna się już na etapie pobierania tzw. wycisków czynnościowych. Podczas wykonywania wycisków czynnościowych pacjent kształtuje niemal całe obrzeże wycisku za pomocą prostych ruchów (testów) naśladujących przeciętne, użytkowe przemieszczenie tkanek miękkich sąsiadujących z poszczególnymi odcinkami protezy. Szczególne znaczenie dla techniki wyciskowej ma właściwy wybór masy wyciskowej dla danego typu jamy ustnej (korzystne lub trudne warunki – klasyfikacja Majewskiego i Wiśniewskiej). Jest to ważne zwłaszcza przy wykonawstwie protezy dolnej ze względu na dużą dynamikę mięśni języka i dna jamy ustnej. Rzecz polega na tym, aby spośród licznych położeń dna jamy ustnej wyselekcjonować oraz zarejestrować podczas wycisku ten stan, który zapewni dobre utrzymanie protezy podczas najczęściej wykonywanych czynności.

W przypadkach, gdy w jamie ustnej nie stwierdza się obecności miejsc podpadających na wyrostkach zębodołowych i guzach szczęki, to bez względu na to, czy mamy do czynienia z tzw. przypadkiem korzystnym, czy trudnym celem pobrania wycisku czynnościowego należy stosować pasty tlenko-cynkowo-eugenolowe. Masy te charakteryzują się konsystencją oraz czasem wiązania pozwalającym na dokładne odwzorowanie położenia tkanek miękkich przedsionka i dna jamy ustnej. Znajdują również zastoso-

TABELA 3.3. Rodzaje technik i materiałów wyciskowych stosowanych w wykonawstwie protez ruchomych

Rodzaj wycisku	Wskazania	Rodzaj materiału	Przykłady preparatu
Wycisk anatomiczny	Pełne łuki zębowe ¹ Braki częściowe ² Bezzębne ³	Hydrokoloidowe Masy alginatowe	Kromopan
Wycisk czynnościowy	Bezzębne		
	Korzystne lub trudne warunki podłoża protezy tęycznego bez miejsc podpadających	Masy tlenko-cynko- wo-eugenolowe	Neogenate
	Korzystne lub trudne warunki podłoża protezy tęycznego z miejscami podpadającymi	Masy silikonowe A średnia gęstość	Panasil
	Ruchome fałdy błony śluzowej bez miejsc podpadających – ruchome dziąsło	Masy tlenko-cynko- wo-eugenolowe	Neogenate
	Ruchome fałdy błony śluzowej z miejscami podpadającymi – ruchome dziąsło	Masy silikonowe A rzadka gęstość	Panasil
Wycisk podścielający	Braki częściowe	Masy silikonowe A średnia gęstość	Panasil
	Bezzębne z miejscami podpadającymi	Masy silikonowe A średnia gęstość	Panasil
	Bezzębne bez miejsc podpadających	Masy tlenko-cynko- wo-eugenolowe	Neogenate

¹ Wyciski pod modele diagnostyczne, modele łuku przeciwnastawnego, modele ortodontyczne.

² Wyciski pod modele robocze protez częściowych w tym szkieletowych.

³ Wyciski pod modele robocze celem wykonania łyżek indywidualnych.

wanie w przypadkach, w których badaniem klinicznym stwierdza się obecność tzw. dziąsła ruchomego. Masa tlenko-cynkowo-eugenolowa po zarobieniu posiada rzadką konsystencję, a tym samym jej nadmiar łatwo wypływa podczas dociskania łyżki do podłoża, co zmniejsza przemieszczanie ruchomych elementów podłoża protezy. Wykonując wycisk masą o gęstszej konsystencji, dziąsło ruchome może się przemieścić. W procesie przygotowania masy do pobrania wycisku bardzo ważne jest dokładne wymieszanie dwóch past tak, aby powstała jednolita ciekła masa.

W przypadkach, w których w badaniu klinicznym stwierdza się obecność miejsc podpadających na wyrostku zębodołowym oraz/lub kolbowatych guzów szczęki, w celu wykonania wycisku czynnościowego należy zastosować masy silikonowe o addycyjnym procesie tężenia i średniej gęstości.

Wyciski pod protezy stałe

Wyciski pod protezy stałe powinny obejmować całe łuki zębowe niezależnie od zasięgu uzupełnienia (korona pojedyncza, wkłady, licówki, rozległe mosty). Ponadto powinny precyzyjnie odtwarzać okolicę poddziąsłową z widoczną granicą szlifowania, tj. schodzić nieco poniżej tej granicy na dno kieszonki dziąsłowej oraz odzwierciedlać

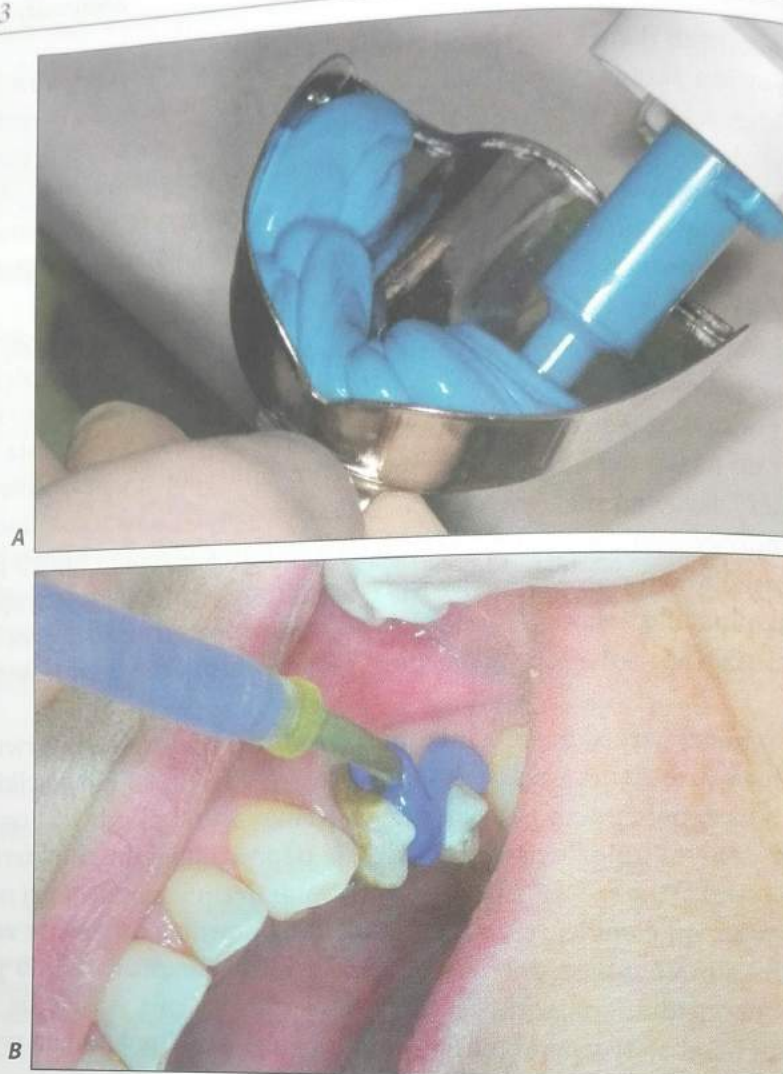
lokalizację okolicznych tkanek miękkich. Pobieranie wycisków całych łuków zębowych szczęki i żuchwy jest zasadą obowiązującą ze względu na konieczność przestrzennego rozlokowania elementów protezy stałej w stosunku do uzębienia własnego, uwzględnienia kształtu, wielkości i ustawienia koron protetycznych i przeseł mostów w stosunku do jednoimiennych zębów strony przeciwległej łuku zębowego oraz zapewnienia prawidłowego funkcjonowania osadzonych protez stałych w maksymalnym zaguzkowaniu, a także podczas ruchów artykulacyjnych.

Zazwyczaj wyciski wykonuje się na tej samej wizycie, na której przeprowadzono szlifowanie zębów, jednak głównym czynnikiem, który decyduje o możliwości wykonania dokładnego wycisku, jest stan przyzębia. W przypadkach mechanicznego uszkodzenia przyzębia podczas szlifowania, krwawienia i obrzęków zabieg pobierania wycisków należy odłożyć do następnej wizyty. Okres potrzebny do wygojenia przyzębia jest zróżnicowany i zależy zarówno od czynników ogólnoustrojowych (cukrzyca, upośledzenie układu odpornościowego), jak i miejscowych (stopień uszkodzenia i biotyp przyzębia) i średnio wynosi około 8 dni. Korzystny wpływ na proces regeneracji przyzębia brzęnego posiadają płukanki ściągająco-odkażające (np. Azulan, Listerine) oraz leki przyspieszające gojenie (np. Solcoseryl, Aperisan, Sachol) stosowane w okresie pomiędzy wizytami.

Przed pobraniem wycisku kieszonkę dziąsłową należy oczyścić z krwi, wysięku i śliny za pomocą strumienia wody pod nieznacznym ciśnieniem lub wacikiem z solą fizjologiczną, a następnie poszerzyć poprzez założenie nici retrakcyjnych, co zapewnia suchotę, a tym samym umożliwia wprowadzenie odpowiedniej ilości materiału wyciskowego. Nici retrakcyjne należy nakładać warstwami (technika podwójnej nici retrakcyjnej), poczynając od cienkiej (rozmiar – 000), która powinna całkowicie zagłębić się w kieszonce dziąsłowej, a następnie wprowadzić grubszą (rozmiar – 1) do połowy jej szerokości. W przypadku konieczności zatrzymania krwawienia stosuje się nici nasączone środkami hemostatycznymi (chlorek glinu), które przed pobraniem wycisku należy usunąć, przepłukując kieszonkę strumieniem soli fizjologicznej.



Ryc. 5. Nici retrakcyjne w kieszonce dziąsłowej.



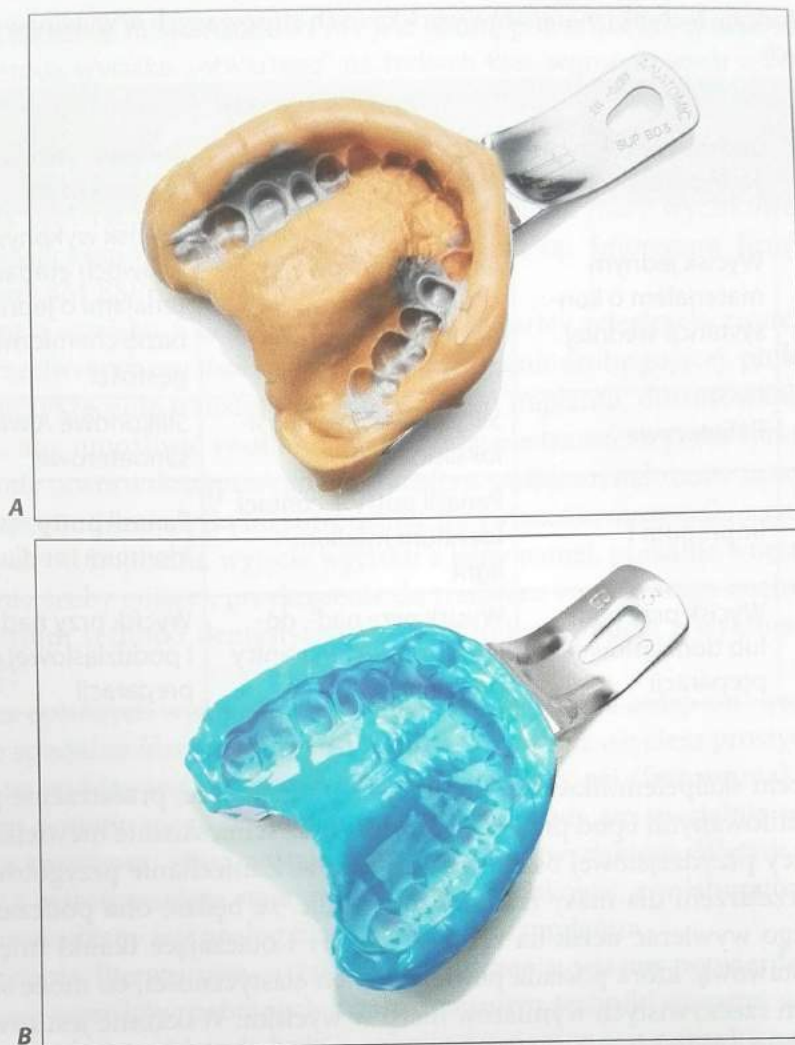
Ryc. 6. Aplikacja masy winylosiloksanoeterowej na łyżkę wyciskową (A) oraz przyzębie oszlifowanych zębów (B).

Do wykonywania wycisków pod protezy stałe używa się elastomerów wyciskowych zapewniających łatwość wyjmowania po związaniu i dokładność w odtwarzaniu pola protetycznego. W celu pobrania wycisków przeciwnych używa się hydrokoloidowych mas alginatowych.

W wykonawstwie protez stałych stosuje się współcześnie technikę pobierania wycisków dwuwarstwowych, rzadziej natomiast jednowarstwowych (wycisk jednoczasowy–jednowarstwowy), w których ten sam rodzaj masy wyciskowej (masy silikonowe o addycyjnym sposobie tężenia lub polieterowe o średniej gęstości) jest aplikowany ze strzykawki na oszlifowany ząb i przyległe okolice przyzębia brzeżnego oraz na łyżkę wyciskową, która zostaje wprowadzona do jamy ustnej.

Wyciski dwuwarstwowe z zastosowaniem dwóch warstw materiałów wyciskowych o różnej konsystencji mogą być pobierane dwoma rodzajami technik zabiegowych:

- techniką jednoczasową, tzw. wycisk dwuwarstwowy–jednoczasowy,
- techniką dwuczasiową, tzw. wycisk dwuwarstwowy–dwuczasiowy.



Ryc. 7. Wycisk dwuwarstwowy-jednoczasowy masą silikonową (A) (Panasil Putty Soft oraz Initial contact) oraz wycisk dwuczasy-dwuwarstwowy (B) (Lastic Putty i Lastic Fine).

Dwuwarstwowy wycisk jednoczasowy pobiera się przy użyciu materiałów tego samego typu o różnej gęstości. Masę o rzadkiej konsystencji aplikuje się przy użyciu strzykawki lub pistoletu (automatyczny proces mieszania) bezpośrednio na zęby oszlifowane i przyległą okolicę przyzębia brzeżnego, natomiast masę średniej gęstości na łyżkę wyciskową. Istotne jest, aby obydwie masy wyciskowe zostały wprowadzone do jamy ustnej przed ich związaniem. Dlatego podczas gdy lekarz nakłada na oszlifowane zęby masę ze strzykawki, asysta przygotowuje masę o średniej konsystencji i nakłada na łyżkę wyciskową.

Technika pobierania dwuwarstwowego wycisku dwuczasyowego polega na pobraniu wycisku wstępnego (podstawowego) masą o gęstej konsystencji, a po jego odpowiednim opracowaniu wykonanie (na jego bazie) wycisku uzupełniającego (korekcyjnego) z zastosowaniem masy o rzadkiej konsystencji. Opracowanie wycisku podstawowego ma na celu umożliwienie jego ponownego wprowadzenia na podłoże i zapewnienie pobrania dokładnego wycisku korekcyjnego po nałożeniu drugiej warstwy masy wycisko-

TABELA 3.4. Rodzaje technik i materiałów wyciskowych stosowanych w wykonawstwie protez stałych

	Rodzaj wycisku		
	Jednowarstwowy-jednoczasowy	Dwuwarstwowy-jednoczasowy	Dwuwarstwowy-dwuczasowy
Sposób postępowania	Wycisk jednym materiałem o konsystencji średniej	Wycisk dwoma materiałami o jednakowej bazie chemicznej i różnej gęstości mieszanymi równocześnie	Wycisk wykonywany w dwóch etapach materiałami o jednakowej bazie chemicznej i różnej gęstości
Rodzaj materiału	Polieterowe	Silikonowe A winylosiloksanoeterowe	Silikonowe A winylosiloksanoeterowe
Przykłady preparatów	Impregum f	Panasil putty + contact Identium medium + light	Panasil putty + contact Identium medium + light
Wskazania	Wycisk przy nad- lub poddziąsłowej preparacji	Wycisk przy nad-, do- i poddziąsłowej granicy preparacji	Wycisk przy nad-, do- i poddziąsłowej granicy preparacji

wej. W tym celu skalpelem likwiduje się miejsca podpadające, przestrzenie pomiędzy zębami nieoszlifowanymi i pod przęsłami mostów oraz ścina skośnie niewielką warstwę masy w okolicy przydziąsłowej oszlifowanych zębów. Zaniechanie przygotowania odpowiedniej przestrzeni dla masy rzadkiej spowoduje, że będzie ona podczas wycisku uzupełniającego wywierać ucisk na ząb oszlifowany i otaczające tkanki miękkie oraz na masę podstawową, która posiada pewien stopień elastyczności, co może skutkować zmniejszeniem rzeczywistych wymiarów filaru w wycisku. Wskazane jest również wykonanie kanałów odpływowych dla masy rzadkiej przebiegających od przestrzeni międzyzębowych nieoszlifowanych do ich powierzchni żujących, a w przypadku wycisku szczęki również w kierunku szczytu podniebienia.

Ze względu na właściwości fizykochemiczne oraz możliwość dokładnej dezynfekcji (do 10 godz.) w wykonawstwie protez stałych powinno się stosować masy silikonowe C i winylosiloksanoeterowe.

Wyciski stosowane w implantoprotetyce

W implantoprotetyce mają zastosowanie te same masy wyciskowe, którymi pobiera się wyciski do protez stałych, a różnica w stosunku do protetyki konwencjonalnej polega na odmiennej technice ich pobierania. W zależności od rodzaju implantów jest to technika z zastosowaniem standardowej łyżki wyciskowej (metoda łyżki zamkniętej) lub łyżki specjalnej konstrukcji oraz odpowiednio dobrane transfery wyciskowe.

Wszczepy jednoczęściowe nie wymagają ani transferów, ani specjalnej łyżki wyciskowej, a technika pobierania wycisków jest tożsama jak do koron na zębach naturalnych. W przypadku implantów dwuczęściowych konieczne są transfery wyciskowe służące w fazie laboratoryjnej do pozycjonowania analogów śródkostnych części implantów. Wyciski można pobierać tzw. metodą zamkniętą na łyżce standardowej, która

z uwagi na możliwe niedokładności nie jest godną polecenia lub powszechnie praktykowaną metodą wycisku „otwartego” na łyżkach tzw. segmentowych umożliwiających odkręcenie jej fragmentów lub na łyżkach wykonywanych indywidualnie dla każdego przypadku. Dobiera się takie masy wyciskowe, które po związaniu gwarantują jednoznaczne utrzymanie transferów i równocześnie dokładne odwzorowanie okolicznych tkanek pola protetycznego. W tym celu można polecać masy wyciskowe polieterowe i poliwinylsiloksanowe, których przedstawicielami są: Impregum firmy 3M ESPE, Express firmy 3M ESPE, Bisico firmy Olident.

Sekwencja wycisku z zastosowaniem łyżki otwartej: rejestracja zwarcia i pobranie wycisku przeciwstawnego masą alginatową, odkręcenie śruby gojącej, płukanie wnętrza implantu, przykręcenie transferu wyciskowego do implantu, dostosowanie łyżki wyciskowej tak, aby umożliwić swobodne przechodzenie transferu przez łyżkę wyciskową, zablokowanie otworu dostępowego dla transferu woskiem, nałożenie masy wyciskowej na łyżkę, wprowadzenie łyżki do jamy ustnej, po związaniu masy odkręcenie transferów wyciskowych od implantu, wyjęcie wycisku z jamy ustnej, płukanie wnętrza implantu, przykręcenie śruby gojącej, przykręcenie do transferu wyciskowego analogu implantu, w laboratorium techniki dentystycznej technik odlewa model z wykonaniem „maski dziąsłowej”.

Oprócz opisanych wyżej istnieje jeszcze technika zwana „snap-on” (jeśli zostały zastosowane specjalne filary, np. Easy Abutment, Provide) z użyciem prostych łączników, które nie są poddawane procesowi obróbki laboratoryjnej (frezowania). Po przykręceniu filaru protetycznego do implantu na filar nakłada się specjalnie ukształtowaną nakładkę z tworzywa, która zostaje wyjęta razem z wyciskiem. Wycisk jest wówczas pobierany z zastosowaniem standardowej łyżki wyciskowej, a w laboratorium w tę nakładkę wprowadzany jest analog filaru z analogiem implantu.

Doniesienia literaturowe, a także doświadczenia własne potwierdzają jakościową przewagę wycisków pobranych z zastosowaniem techniki otwartej w porównaniu z techniką zamkniętą. Metoda łyżki zamkniętej związana jest z ryzykiem niezauważalnych przemieszczeń analogu podczas jego wprowadzania do wycisku. Łyżka zamknięta i transfery stożkowe polecane są jedynie wówczas, gdy przestrzeń pomiędzy łukami zębowymi jest zbyt mała, co uniemożliwia przykręcenie i odkręcenie transferów, lub utrudniony jest dostęp w okolicy ostatnich zębów trzonowych, a także w przypadku skłonności do odruchu wymiotnego, co wiąże się z koniecznością szybkiego usunięcia łyżki z jamy ustnej.

W przypadku uzupełniania braków rozległych i stosowania wielu implantów (np. bezzębnie) polecane jest łączenie ze sobą transferów wyciskowych za pomocą żywicy akrylowej samopolimeryzującej tuż przed pobraniem wycisku. W celu wyeliminowania skurczu (np. wycisk na pełnym łuku) poleca się przecięcie szynowania pomiędzy transferami i powtórne ich połączenie. W tym celu opisaną powyżej procedurę wyciskową uzupełniają następujące czynności dodatkowe: połączenie transferów za pomocą nitki dentystycznej lub miękkiego drutu (stanowi to nośnik dla żywicy akrylowej), nałożenie żywicy akrylowej na tak przygotowany nośnik i połączenie transferów, pozostawienie na 15 min połączonych transferów celem związania żywicy, przecięcie szyny blokującej pomiędzy transferami, ponowne nałożenie żywicy w miejscach przecięcia, pozostawienie na czas wiązania i pobranie wycisku według wyżej opisanej procedury.

Najnowszą propozycją (jeszcze w fazie jej doskonalenia) jest technika „wirtualna”, tzw. wycisków cyfrowych z zastosowaniem optycznych skanerów wewnątrzustnych, niewymagająca stosowania żadnych materiałów wyciskowych.

3.4. Zagrożenia biologiczne i dezynfekcja wycisków

Lekarz stomatolog podczas swej pracy narażony jest na oddziaływanie różnych czynników zakaźnych znajdujących się w ślinie i krwi leczonych pacjentów. Według danych Centrum Kontroli Zakażeń z Atlanty (*Centres for Disease Control, Atlanta, Georgia, USA*) w gabinetach stomatologicznych w ciągu tygodnia pracy leczy się przeciętnie dwóch pacjentów z *herpes simplex* jamy ustnej, jednego nosiciela *Hepatitis B* oraz nieznaną ilość pacjentów zarażonych wirusem HIV (polskich danych w tym względzie brak).

Wirusowe zapalenie wątroby wywołane jest przez wirusy hepatotropowe przenoszone drogą fekalno-oralną (HAV i HEV) lub parenteralną (HBV, HCV, HDV, HGV). Największym zawodowym ryzykiem zakaźnym dla stomatologów jest *Hepatitis B* i C. Według Światowej Organizacji Zdrowia (WHO) na świecie przewlekłymi nosicielami wirusa HBV jest około 350 milionów osób, a HCV około 170 milionów, natomiast co roku z powodu *Hepatitis B* umiera ponad milion osób. U osoby zakażonej w 1 ml krwi znajduje się od 10 do ponad 100 milionów wirusów HBV (kompletna cząstka wirusa – cząstka Dane’a), co sprawia, że potencjał zakaźności jest bardzo wysoki, a do przeniesienia zakażenia wystarczy zaledwie 0,0001 ml surowicy. Ponadto wirus zachowuje swą zjadliwość w temperaturze pokojowej lub w stanie zamrożenia przez okres kilku lat. Wirus HBV jest wrażliwy na środki dezynfekcyjne zawierające chlor (podchloryn sodu, chloramina), a także ulega zniszczeniu po 30-minutowej sterylizacji w autoklawie w temperaturze 121°C.

Lekarz dentysta jest narażony 5-10-krotnie bardziej na te zakażenia niż pozostała część populacji. Stwierdzono ponadto, że prawie dwie trzecie zakażonych wirusem *Hepatitis B* nie wykazuje objawów, a tym samym są nieświadomi zarażenia tą chorobą. Osoby zakażone są w stanie przenieść wirus zarówno podczas fazy objawowej choroby, jak również na miesiąc przed jej wystąpieniem, a około 10% wszystkich zarażonych pozostaje na stałe nosicielami. Według danych Państwowego Zakładu Higieny w Polsce zarejestrowanych jest 380 000 nosicieli wirusa HBV. Podczas gdy ryzyko przeniesienia wirusa HBV z lekarza na pacjenta jest niewielkie w stosunku do ilości leczonych pacjentów, to ryzyko przeniesienia wirusa z pacjenta na personel stomatologiczny jest zdecydowanie większe. Ryzyko to można w znacznym stopniu wyeliminować, stosując szczepienia ochronne oraz ściśle przestrzeganie przyjętych norm i zasad dezynfekcji oraz sterylizacji. Należy jednak zaznaczyć, że ze względu na występowanie kilku serotypów wirusa HBV, istnieje możliwość zakażenia (około 5%) pomimo wcześniejszego zastosowania szczepionki przeciw HBV. W temperaturze pokojowej HCV zachowuje zjadliwość przez okres 7 dni. Jest on wrażliwy na rozpuszczalniki organiczne, takie jak chloroform, a także ulega zniszczeniu podczas procesu sterylizacji w autoklawie.

W 1981 roku stwierdzono po raz pierwszy zachorowania na nieznaną dotąd chorobę wirusową, którą nazwano *acquired immune deficiency syndrome* (AIDS) – zespół nabytego upośledzenia odporności, wywołaną przez ludzki wirus upośledzenia odporności HIV (ang. *human immunodeficiency virus*). Wirus HIV jest bardzo wrażliwy na czynniki fizykochemiczne. Szybko ginie w temperaturze powyżej 56°C, a także pod wpływem takich środków dezynfekcyjnych, jak: chloramina, podchloryn sodu, formalina i aldehyd glutarowy. W temperaturze ciała lub temperaturze pokojowej może przeżyć 15 dni. Zakażenie HIV często nie powoduje zmian na skórze, błonach śluzowych i nie jest wykrywane w rutynowych badaniach laboratoryjnych, co oznacza, że jeżeli osoba zarażona nie wykona odpowiednich testów serologicznych może nie wiedzieć o swym zakażeniu przez okres od 8 do 10 lat, tyle bowiem upływa czasu od momentu zakażenia do rozwinięcia się pełnych klinicznych objawów AIDS. Wirus HIV przenosi się poprzez kontakt seksualny, kontakt z krwią lub składnikami krwi oraz zarażenie wertykalne. Prace kazuistyczne wskazują również na możliwość transmisji przez ślinę i łzy u tzw. wydzielaczy. AIDS jest zespołem chorobowym obejmującym wiele często współistniejących, niekiedy rzadkich schorzeń, związanych z ciężkim uszkodzeniem układu immunologicznego. Często problemy stomatologiczne mogą nasunąć lekarzowi dentyście podejrzenie zakażenia HIV. Ponadto pełni on niejednokrotnie rolę lekarza pierwszego kontaktu i powinien zalecić konsultację w poradni chorób zakaźnych. W obrębie jamy ustnej i twarzy najczęściej dochodzi do rozwoju grzybicy jamy ustnej, zapalenia przyzębia, zapalenia kątów ust, rozwoju leukoplakii włochatej oraz mięsaka Kaposiego. Według szacunków Światowej Organizacji Zdrowia (WHO) ilość osób zakażonych wirusem HIV na świecie wynosi ponad 40 milionów, z czego u ponad 24 milionów wystąpiły kliniczne objawy AIDS. Możliwość zarażenia HIV jest z pewnością mniejsza niż *Hepatitis B i C* oraz *herpes simplex*, lecz duża liczba potencjalnego narażenia personelu stomatologicznego sprawia, że należy zwrócić szczególną uwagę na to zagrożenie.

Jednym z najbardziej rozpowszechnionych zakażeń wirusowych (obok przeziębienia i grypy) jest opryszczka zwykła (*herpes simplex virus* – HSV). Zakażenie w większości przypadków przebiega bezobjawowo, a jedynym rezerwuarem wirusa jest człowiek. Zakażenie pierwotne, zależnie od miejsca infekcji oraz typu wirusa, może prowadzić do rozwoju opryszczkowego zapalenia jamy ustnej i dziąseł (*gingivostomatitis herpetica*), opryszczki narządów płciowych (*vulvovaginitis herpetica et herpes proenitalis*), zanokcicy opryszczkowej (*paronychia herpetica*), zapalenia spojówek i rogówki (*keratoconjunctivitis herpetica*), opryszczkowego zapalenia mózgu i opon mózgowych (*meningoencephalitis herpetica*) oraz wyprysku opryszczkowego (*eczema herpeticum*). W celu uniknięcia zakażenia wirusem HSV zaleca się używanie rękawic i masek ochronnych. Wysoce prawdopodobne jest, że 50% pacjentów z zakażeniem HSV to pacjenci bezobjawowi. Ponieważ prawie wszyscy dorośli pacjenci zgłaszający się na leczenie stomatologiczne mogli zetknąć się z wirusem HSV, mogą być potencjalnym źródłem zakażenia personelu dentystycznego. Ze względu na fakt, że nie wszyscy zarażeni pacjenci mogą być zidentyfikowani, każdy z nich powinien być traktowany jako potencjalne źródło zakażenia nie tylko dla lekarza i higienistki stomatologicznej, lecz także dla technika dentystycznego.

Potencjalnym źródłem zakażenia w gabinecie stomatologicznym oraz laboratorium techniki dentystycznej są zanieczyszczone krwią i śliną wyciski, modele gipsowe

TABELA 3.5. Zalecenia dotyczące dezynfekcji wycisków przez zanurzenie

Rodzaj masy wyciskowej	Preparat dezynfekcyjny	Sposób postępowania (roztwór 2%)
Tlenko-cynkowo-eugenolowe	Aldehyd glutarowy	10 minut w roztworze
Woski wyciskowe	Aldehyd glutarowy	10 minut w roztworze
Hydrokoloidalna alginatowa Hydrokoloidalna agarowa	Aldehyd glutarowy	Zanurzyć w roztworze Splukać wodą destylowaną Zanurzyć w roztworze 10 minut pod wilgotną gazą
Polieterowe	Aldehyd glutarowy	Zanurzyć w roztworze Splukać wodą destylowaną Zanurzyć w roztworze 10 minut pod wilgotną gazą Dokładnie osuszyć
Silikonowe – kondensacyjne	Aldehyd glutarowy	10 minut w roztworze
Silikonowe – addycyjne	Aldehyd glutarowy	1 godzina w roztworze Splukać wodą destylowaną 10 godzin w roztworze
Winylosiloksanoetery	Aldehyd glutarowy	1 godzina w roztworze Splukać wodą destylowaną 10 godzin w roztworze
Materiały do odnowy biologicznej	Aldehyd glutarowy	10 minut w roztworze

Uwaga praktyczna! Przed zanurzeniem w środku dezynfekcyjnym każdy wycisk powinien być bardzo dokładnie opłukany pod strumieniem bieżącej wody.

oraz uzupełnienia protetyczne na poszczególnych etapach postępowania kliniczno-laboratoryjnego. Powszechnym zagrożeniem jest polerowanie naprawianych protez z użyciem zawiesiny pumeksu, bowiem – jak wykazały badania Spiechowicza – na powierzchniach protez całkowitych, które pacjenci użytkowali przez dłuższy okres, stwierdzono prawie w 100% infekcję grzybiczą (*Candida albicans*). Protezy takie stanowią duże ryzyko zakażenia, jednak zarówno wśród lekarzy, jak i techników w wielu przypadkach brak jest takiej świadomości. Potwierdzają to badania, które wykazały, że w modelach gipsowych odlanych ze skażonych wycisków bakteriami typu *Streptococcus faecalis* stwierdzano je w ilości od 183 872 do 511 357 nawet po 7 dniach, co oznacza, że mogą być one potencjalnym źródłem infekcji krzyżowej.

Niechęć ze strony lekarzy oraz techników do dezynfekcji wycisków może wynikać z przeświadczenia o niekorzystnym wpływie środków dezynfekcyjnych na dokładność odwzorowywania szczegółów, twardość, czy też stabilność wymiarów modeli roboczych. Tej opinii jednak nie potwierdzają liczne doniesienia oparte na badaniach *in vitro*, których wyniki nie potwierdzają takich zależności.

Podstawą bezpiecznej pracy zarówno w gabinecie stomatologicznym, jak i laboratorium techniki dentystycznej jest ochrona przed infekcjami, dlatego też każdy wycisk, nawet ten, na którym nie stwierdza się śladów krwi, powinien zostać wypłukany pod bieżącą wodą i zdezynfekowany natychmiast po jego pobraniu.

Amerykańskie Towarzystwo Dentystyczne opracowało (w 1991 roku) zalecenia, według których dezynfekcji przez zanurzenie w roztworze aldehydu glutarowego powinny podlegać wszystkie wyciski niezależnie od rodzaju użytej masy, w tym wyciski alginatowe. Należy przy tym pamiętać, że najmniejsze zmiany w stabilności wycisków obserwuje się w wyniku działania na nie preparatów na bazie aldehydu glutarowego, natomiast największe po dezynfekcji preparatami na bazie aktywnego chloru. Stąd godne polecenia są gotowe do użycia preparaty na bazie glutaraldehydu, do których należą: Masterin (Zhermapol), Silosept (Kettenbach) oraz MD 520 (Dürr Dental).

3.5. Piśmiennictwo

1. Caputi S., Varva G.: Dimensional accuracy of resultant cast made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2008, 99, 274-281.
2. Chaimattayompol N., Park D.: A modified putty-wash vinyl polysiloxane impression technique for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2007, 98, 483-485.
3. Creig R.G.: *Materiały Stomatologiczne*. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2008.
4. Gołębiowska M.: *Materiałoznawstwo Protetyczne*. Akademia Medyczna w Białymstoku, Białystok 2003.
5. Majewski S.: *Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna*. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
6. Majewski S.: *Rekonstrukcja zębów uzupełnieniami stałymi*. Wydawnictwo Fundacji Rozwoju Protetyki, Kraków 2005.
7. Majewski S.: *Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej*. Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków 2000.
8. Preventing the Transmission of Hepatitis B, AIDS, and HIV. U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control, Center for Preventive Services, Dental Disease Prevention Activity, Atlanta, Georgia 30333.
9. Prylińska-Czyżewska A., Pryliński M.: Identyfikacja nowa jakość wycisków pod protezy stałe. *Twój Przegląd Stom* 2010, 3, 79-81.
10. Prylińska A., Pryliński M.: Zapobieganie przeniesieniu zakażenia z gabinetu do pracowni techniki dentystycznej. *Twój Prz Stom* 2009, 10, 68-70.
11. Wu Y.A., Donovan T.E.: A modified one-step putty-wash impression technique. *J Prosthet Dent* 2007, 98, 245-246.

3.6. Pytania testowe

1. Masą, która wykazuje najmniejsze zmiany objętościowe podczas dezynfekcji przez zanurzenie, jest:

a) masa alginatowa	d) masa silikonowa A
b) masa polieterowa	e) masa silikonowa C
c) masa polisulfidowa	

MATERIAŁY IZOLACYJNE

We współczesnej stomatologii używane są tzw. izolatory błonkotwórcze i materiały silikonowe.

4.1. Izolatory błonkotwórcze

Preparaty błonkotwórcze służą do izolowania gipsu od masy akrylowej, ceramiki oraz kompozytów, a także gipsu od gipsu i są gotowymi do użycia koloidalnymi roztworami. Głównymi składnikami są rozpuszczalne sole kwasu alginowego z dodatkiem środka bakteriostatycznego. Mechanizm działania tych materiałów polega na tym, że rozpuszczalny w wodzie alginian sodu w kontakcie z gipsem wchodzi w reakcję z jonami wapnia, tworząc nierozpuszczalną błonkę alginianu wapnia. W celu izolacji gipsu od gipsu oraz gipsu od masy akrylowej (jaka ma miejsce podczas puszkowania protez ruchomych) izolator nanosi się pędzelkiem na powierzchnię gipsu. Powierzchnia ta powinna mieć 35-40°C, gdyż w takim zakresie temperatur izolator łatwo schnie, tworząc cienką i gładką błonkę niezaburzającą dokładności odwzorowania szczegółów podłoża protetycznego. Właściwa izolacja umożliwia łatwe rozdzielenie obu części puszek po przeprowadzonym procesie polimeryzacji. Aplikacja izolatora na powierzchnię gipsu o wyższej temperaturze niż 40°C powoduje, że parująca z gorącego modelu woda unosi warstwę izolatora, a tym samym proces izolacji jest niepełny, co skutkuje wprasowywaniem masy akrylowej w porowatość formy gipsowej.

Uwaga praktyczna

Nie wolno pokryć warstwą izolacyjną powierzchni zębów sztucznych lub metalowych elementów protez, gdyż uniemożliwi to ich trwałe połączenie z tworzywem akrylowym.

W przypadku modeli roboczych służących do wykonawstwa protez stałych, ceramiczno-metalowych i kompozytowych izolatorem powleka się model w temperaturze pokojowej, bez konieczności jego podgrzewania.

4.2. Izolatory silikonowe

Coraz częściej podczas puszkowania protez częściowych do izolacji zębów sztucznych od gipsu stosuje się materiały silikonowe o addycyjnym sposobie polimeryzacji (*silikony techniczne*). Charakteryzują się one brakiem odkształceń podczas procesu polimeryzacji i puszkowania oraz stabilnością w temperaturach do 200°C. Preparaty te składają się z dwóch past, które miesza się ze sobą w proporcjach 1:1. Zarobiona masa posiada konsystencję płynną i jest наносzona za pomocą pędzelka na przedsiódkowe, podniebienne i językowe powierzchnie zębów akrylowych, przestrzenie międzyzębowe oraz przyległe części woskowej protezy przed procesem puszkowania. Po związaniu tworzywa silikonowego model roboczy wraz z woskową protezą jest puszkowany, a po wyparzeniu wosku miejsca niepokryte silikonem izoluje się preparatem błonkotwórczym. Takie postępowanie zapobiega wtłaczaniu gipsu w przestrzenie międzyzębowe, co ułatwia późniejszą obróbkę mechaniczną protez ruchomych. Ponadto preparaty te są wykorzystywane do powielania modeli w procesie wykonawstwa protez szkieletowych oraz sporządzania przedlewów w metodzie polimeryzacji wlewowej.

Do preparatów błonkotwórczych izolujących gips od gipsu oraz gips od tworzywa akrylowego należą między innymi: Izosil SL (Chema), Separat (Emichem), Separating Fluid (Ivoclar-Vivadent), Vertex Divosep Blue, Orange i Red (Vertex Dental), natomiast gips od ceramiki: Vita Stumpf-isolierung (Vita) oraz Ceramic Separating Liquid (Ivoclar-Vivadent). Preparatem silikonowym stosowanym do izolacji zębów akrylowych jest Platinum Zetalabor (Zhermak) oraz HS-Silikon-Trennmittel (Schütz-Dental).

4.3. Piśmiennictwo

1. Combe E.C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Sanmedica, Warszawa 1997.
2. Creig R.G.: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2008.
3. Gołębiowska M.: Materiałoznawstwo protetyczne. Akademia Medyczna w Białymstoku, Białystok 2003.
4. Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków 2000.
5. Majewski S.: Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
6. Spiechowicz E.: Współczesne postępowanie laboratoryjne w protetyce stomatologicznej. PZWL, Warszawa 2010, wyd. VI.

4.4.

1. Pre

a)

b)

2. Si

a)

b)

3. V

p

a

t

MATERIAŁY ŚCIERNE I POLEROWNICZE

Materiały ściernie służą do obróbki mechanicznej protez poprzez szlifowanie i polerowanie oraz do zabiegów szlifowania zębów naturalnych w jamie ustnej pacjenta. Szlifowanie i polerowanie ma na celu usunięcie nadmiaru materiału oraz nadanie powierzchni wysokiej gładkości, a przez to jej ulepszenie pod względem fizykochemicznym i reaktywności biologicznej. Wygładzenie powierzchni protez likwiduje zachyłki, które mogą być miejscami retencji dla resztek pokarmowych i akumulacji płytki bakteryjnej.

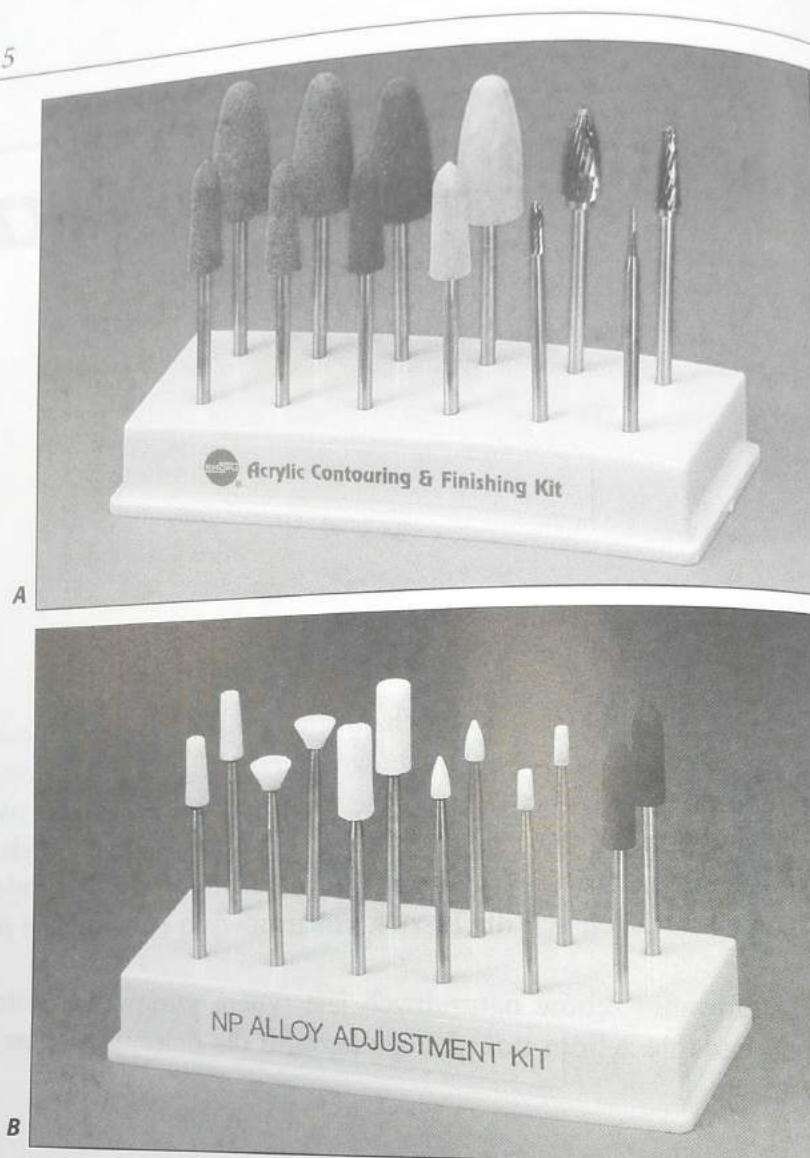
Natomiast szlifowanie zębów naturalnych jest typem szlifowania kształtującego, które ma na celu nadanie zębom pożądanego kształtu dla dalszych etapów pracy klinicznej i laboratoryjnej.

5.1. Materiały ściernie

Ścieranie (szlifowanie) jest procesem obróbki mechanicznej połączonej z utratą materiału obrabianego, wywołanego cząsteczkami materiału o większej średnicy. Środek szlifujący musi być twardszy od materiału, który podlega obróbce. W procesie szlifowania należy stosować środki ściernie o coraz drobniejszej strukturze cząsteczek oraz zmieniać kierunek ścierania, aby powstające rysy miały różnorodny przebieg. Po zakończeniu każdego etapu szlifowania powierzchnia poddana temu procesowi musi być dokładnie wypłukana, celem usunięcia resztek środka ściernego. Na jakość szlifowania wpływ ma szybkość, z jaką się ono odbywa, im mniejsza szybkość, tym głębsze rysy.

W stomatologii materiałami najczęściej stosowanymi do szlifowania są: diament, karborund, węglík wolframu, korund, elektrokorund, szmergiel, kwarc oraz pumeks.

Diament jest czystą krystaliczną odmianą węgla, o twardości wynoszącej 10° w skali Mosha, co oznacza, iż jest najtwardszy ze wszystkich znanych materiałów. W procesie produkcji wiertel z nasypem diamentowym wykorzystuje się zarówno diamenty naturalne (czarne pochodzące z Brazylii), jak też syntetyczne wytwarzane metodami przemys-



Ryc. 8. Zestawy instrumentów do opracowywania ceramiki i stopów metali.

słowymi (*high pressure high temperature* – HPHT i *chemical vapour deposition* – CVD). Nasyp diamentowy jest łączony z metalowym trzonem wiertła za pomocą spoiwa (substancji wiążącej), tzw. wiertła z pełnym nasypem lub metodą elektrolityczną, tzw. wiertła z pojedynczym nasypem. Instrumenty te są produkowane w różnych rozmiarach i kształtach, a wielkość ziarna wynosi od 7 do 50 μm . Powierzchnia trąca z pojedynczym nasypem szybciej się zużywa, jednak nie powoduje zanieczyszczenia opracowywanego materiału kompozytowego lub ceramiki. Z tych samych powodów podbudowę metalową pod ceramikę należy opracowywać wyłącznie frezami z węglików spiekanych. Zanieczyszczenie powierzchni stopu węglnikami krzemu pochodzącymi z kamieni ściernych powoduje, że podczas wypalania porcelany związki te ulegają utlenieniu, a uwalniające się produkty gazowe zmniejszają siłę połączenia ceramiki ze stopem metalu (co prowadzi do jej odpadania od metalowego podłoża).

Instrumenty z nasypem diamentowym („kamienie diamentowe”) służą do szlifowania zębów, obróbki ceramiki i materiałów kompozytowych – nie mogą być natomiast

stosowa-
towy.

Zbli-
węglík
rund (n
tlenek g

Do-
niną k
ten jes
średni
dzanie
wełnia
tworzy
przegi
niczn:
konar
każde
szczo
już u
wierz
ustro
0,2, 0

5.2

draż-
nia
i pr
pro
z b
wzg
jej

ona
tła.
a w
po
wi
ter
po
cą

stosowane do amalgamatu lub akrylanu, gdyż materiały te skleją nasyp diamentowy.

Zbliżoną twardość do diamentu mają takie materiały, jak: karborund (syntetyczny węgiel krzemu – 9,6 Mosha), węgiel wolframu (spiekany z kobaltem – 9,0 Mosha), korund (mieszanina tlenku glinu i żelaza – 9,0 Mosha) oraz elektrokorund (syntetyczny tlenek glinu – 9,0 Mosha).

Do wygładzania płyt protez akrylanowych używa się pumeksu, który jest mieszaniną krzemianów pochodzenia wulkanicznego o twardości 5 w skali Mosha. Materiał ten jest dostępny w formie proszku gruboziarnistego o średnicy kryształów $0,2\text{ }\mu\text{m}$, średnioziarnistego o średnicy $0,5\text{ }\mu\text{m}$ i drobnoziarnistego o średnicy $0,6\text{ }\mu\text{m}$. Wygładzanie przeprowadza się przy użyciu filców, szczotek twardych i miękkich, krążków bawełnianych itp. Podczas tego procesu nie wolno stosować dużych prędkości, ponieważ tworzywo akrylowe jest złym przewodnikiem ciepła i bardzo łatwo dochodzi do jego przegrzania, co może doprowadzić do jego odkształcenia. Dokładna obróbka mechaniczna i polerowanie wszystkich powierzchni protez w trakcie ich technicznego wykonania jest ważnym czynnikiem dla utrzymania higieny. Do mechanicznej obróbki każdej protezy powinno się używać osobnych (zdezynfekowanych) zestawów filców, szczotek oraz pumeksu, aby zapobiec zakażeniom krzyżowym (opracowywanie protez już użytkowanych, zwłaszcza po naprawach). Dlatego godne polecenia są pumeksy zawierające środki bakteriostatyczne (zabezpieczające materiał przed rozwojem drobnoustrojów), do których należą: Poliresin (Siladent), Steribim Super (Bego) oraz Pumeks 0,2, 0,5 i 0,6 (Zhermapol).

5.2. Materiały polerownicze

Niezależnie od użytego materiału niedokładności jego polerowania powodują drażnienie mechaniczne, zaleganie resztek pokarmowych oraz utrudnianie oczyszczania – stając się przez to przyczyną trudności w utrzymaniu dobrej higieny jamy ustnej i przyczyną stomatopatii protetycznych. Szczególnej dokładności wymaga polerowanie protezy stałej w przestrzeniach międzyzębowych, powierzchniach kontaktujących się z błoną śluzową wyrostka zębodołowego, miejscach łączenia przęsła z koronami. Ze względu na konstrukcję protez stałych jest to czynność utrudniona, mimo to staranne jej wykonanie obowiązuje bezwzględnie.

Polerowanie jest procesem wygładzającym powierzchnię, w wyniku czego staje się ona gładka i błyszcząca, dająca przybliżone do lustrzanego odbicie padającego światła. Podczas polerowania należy przestrzegać tych samych zasad co podczas szlifowania, a więc przed zastosowaniem ścierniwa o drobniejszych cząsteczkach dokładnie oczyścić powierzchnię z poprzedniego materiału ściernego. Nawet pojedyncza cząstka pozostawiona z poprzedniego etapu polerowania będzie powodowała silniejsze zbieranie materiału. Jeżeli rysy będą szersze od długości światła widzialnego ($0,5\text{ }\mu\text{m}$), to wówczas powierzchnia będzie matowa. Ponadto język odczuwa szorstką powierzchnię posiadającą rysy wielkości $20\text{ }\mu\text{m}$, a wrażenie gładkości przy rysach o wielkości $2\text{ }\mu\text{m}$.

Jakość wypolerowanej powierzchni zależy od drobnoziarnistości materiału polerującego oraz szybkości, z jaką czynnik polerujący działa na dany materiał (im twardszy materiał, tym większa szybkość polerowania). Podczas polerowania wszystkie nierówności zostają wypełnione przez molekuly usuwane z wyniosłości (szczyty rowków), tworząc gładką warstwę (warstwa polerownicza). Najczęściej używanymi materiałami polerowniczymi są pasty sporządzone na bazie kredy (węglan wapnia) oraz tlenków: chromu (zielone – stopy metali nieszlachetnych oraz białe – stopy szlachetne), żelaza (różowe lub czerwone, stopy metali kolorowych – stopy wysoko szlachetne i szlachetne) z materiałami wiążącymi, z których olej silikonowy (0,5-1,5%) najbardziej zwiększa połysk polerowanych powierzchni metalowych. Do polerowania ceramiki (po korekcie w jamie ustnej, uzupełnień osadzonych na stałe) i tworzyw kompozytowych używa się natomiast past zawierających drobno zmielone kryształy diamentu (tzw. pasty diamentowe), które aplikuje się na szczoteczki nylonowe, gumki w kształcie kielicha lub dyski filcowe. Do past tego typu należą: Intensiv Unigloss Paste (Intensiv) oraz Kohinor L (Renfert). Dostępne są również pasty uniwersalne, którymi można polerować zarówno tworzywa akrylanowe, jak i wszystkie stopy metali. Przykładami takich past są: Universal Polishing Paste (Ivoclar-Vivadent), Polishing Paste (Zhermapol), Sherapol 705 i Sherapol 715 (Shera Werkstoff-Technologie), natomiast pastami przeznaczonymi tylko do tworzyw akrylanowych są: Resilit (Renfert) i Sherapol 706 (Shera Werkstoff-Technologie).

5.3. Polerowanie elektrolityczne

Polerowanie elektrolityczne, czyli elektropolerowanie lub polerowanie anodowe przeprowadza się po wstępnej obróbce mechanicznej. Metoda ta pozwala na wygładzenie (zmniejszenie chropowatości) powierzchni protez wykonanych ze stopów chromowo-kobaltowych. Unika się przy tym powstania niepożądanych efektów, takich jak naprężenia mechaniczne i termiczne, oraz wbijania cząsteczek materiałów polerowniczych w powierzchnię stopu, co może mieć miejsce podczas polerowania mechanicznego.

Konstrukcje protetyczne poddane elektropolerowaniu muszą być dokładnie wypięskowane, umyte i odtłuszczone, a następnie osuszone. Proces polerowania elektrolitycznego jest skuteczny przy nierównościach od 1,0 do 3,0 μm . Podczas polerowania przedmiot polerowany jest zanurzony w elektrolicie, którym jest mieszanina glikolu etylenowego, kwasu siarkowego oraz kwasu solnego i podłączony do anody, natomiast katodą jest płytka ze stali nierdzewnej, ołowiu lub miedzi. Obie elektrody są zanurzone w elektrolicie, tworząc obwód elektryczny zasilany prądem stałym. Istota tego procesu (polerowania elektrolitycznego) polega na tym, że w miejscach wzniesień (szczytów chropowatości), opór anodowy jest większy niż w miejscach zagłębień, natomiast natężenie prądu na wzniesieniach jest większe, co powoduje rozpuszczanie metalu na wzniesieniach, dzięki czemu następuje wygładzenie powierzchni stopu. Produkty elektrolizy zbierają się w zagłębieniach szorstkiej powierzchni protezy, zabezpieczając

ją przed dalszym działaniem prądu. Ilość usuniętego metalu jest nieznaczna i nie ma wpływu na wytrzymałość oraz kształt protezy.

Proces polerowania elektrolitycznego należy przeprowadzać w trzech cyklach po 3 minuty każdy lub w dwóch po 5 minut, każdorazowo przepłukując polerowany element wodą (w celu usunięcia produktów elektrolizy). Elektropolerowania nie należy przeprowadzać w sposób ciągły przez 10 minut (bez przerw i płukania konstrukcji w wodzie), ponieważ może to spowodować powstanie liniowych wżerów na powierzchni stopu.

Efektywność procesu polerowania elektrolitycznego jest uzależniona od:

- stopnia i dokładności obróbki przygotowawczej,
- czasu trwania procesu (zalecanego przez producenta elektrolitu),
- składu elektrolitu (im starszy, tym mniej efektywny),
- natężenia prądu (dla każdego rodzaju elektrolitu zalecane są wartości natężenia odpowiednio dobrane przez producenta),
- temperatury elektrolitu (40-60°C, zbyt wysoka temperatura może powodować straty elektrolitu)
- mieszania elektrolitu (wymagane jest mieszanie ciągłe).

Z preparatów fabrycznych do polerowania elektrolitycznego należą między innymi: Prolit (Emichem), Elektrol I (Chema) oraz Wirolit (Bego).

5.4. Piśmiennictwo

1. Al. Wahadni A.: An In-vitro investigation into the surface roughness of 2 glazed, and refinished ceramic materials. Quintessence Int 2006, 36, 311-317.
2. Combe E.C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Sanmedica, Warszawa 1997.
3. Creig R.G., Powers J.M., Wataha J.C.: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2000.
4. Gołębiewska M.: Materiałoznawstwo protetyczne. Akademia Medyczna w Białymstoku, Białystok 2003.
5. Jefferies S.R.: Abrasive finishing, and polishing In restorative dentistry: a state-of-art review. Dent Clin North Am 2007, 51, 379-397.
6. Jones C.S., Billington R.W., Peason G.J.: Interoperator variability during polishing. Quintessence Int 2002, 107, 639-662.
7. Majewski S.: Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
8. Rosenstiel S.F., Land M.F., Fujimoto J.: Współczesne protezy stałe. Wydawnictwo Czelej, Lublin 2000.

5.5. Pytania testowe

1. Środkiem do polerowania tworzyw akrylanowych jest:

a) korund	d) pumeks
b) szmergiel	e) kreda
c) kwarc	

OGNIOTRWAŁE MASY OSŁANIAJĄCE

Masy osłaniające, nazywane również masami ogniotrwałymi lub odlewniczymi, służą w technice dentystycznej do sporządzania form odlewniczych. W masach tych są zatapiane – wykonane z wosku i umieszczone na stożku odlewniczym w pierścieniu metalowym lub silikonowym – woskowe elementy protez przeznaczone do zamiany na metal w procesie odlewniczym oraz woskowe wzorce protez stałych ceramicznych wykonywanych metodą tłoczenia (np. Empress). Te same masy służą do sporządzania modeli powielanych, na których modelowane są (i po zatopieniu odlewane) protezy stałe oraz szkielety protez ruchomych, a także do wykonawstwa modeli opracowanych zębów filarowych (tzw. słupków z masy ogniotrwałej), na których wykonuje się licówki i wkłady ceramiczne. Inne służą do unieruchamiania metalowych części protez przed ich zlutowaniem.

W technice dentystycznej stosuje się różne rodzaje mas osłaniających w zależności od ich przeznaczenia, lecz wszystkie powinny spełniać następujące wymagania ogólne:

- nie ulegać rozpadowi w temperaturze topnienia stopu,
- wykazywać odporność mechaniczną w takim stopniu, aby płynny metal nie uszkodził formy odlewniczej w trakcie jego wtlaczania,
- powinny być drobnoziarniste, aby uzyskany odlew posiadał gładką powierzchnię,
- powinny być chemicznie obojętne w stosunku do (płynnego) stopu metalu,
- posiadać taki współczynnik rozszerzalności termicznej (ekspansję), który mógłby kompensować skurcz odlewów podczas stygnięcia (związany z odpowiadającym danemu materiałowi współczynnikiem kurczliwości stopu),
- posiadać optymalny dla wykonania czynności laboratoryjnych czas wiązania,
- łatwo oddzielać się od powierzchni uzyskanego odlewu.

Ze względu na temperaturę topnienia stopów wyróżnia się trzy grupy mas osłaniających:

- do stopów łatwotopliwych, w zakresie temperatury do 150°C,
- do stopów średniotopliwych, w zakresie temperatur 700-1200°C,
- do stopów wysokotopliwych, w zakresie temperatur 1400-1800°C.

W doborze odpowiedniej masy uwzględnia się zarówno temperaturę topnienia stopu, jak i jego właściwości chemiczne oraz rozszerzalność termiczną.

Masą do stopów łatwotopliwych o temperaturze do 150°C jest autoklawowany półwodny siarczan wapnia (gips), natomiast masy do stopów średnio- i wysokotopliwych zawierają trzy rodzaje składników: materiał ogniotrwały, materiał spajający (wiązący poszczególne składniki) i substancje modyfikujące (związki chemiczne).

Materiałem ogniotrwałym (odpowiadającym za rozszerzalność termiczną) jest jedna z alotropowych odmian krzemionki (SiO_2): kwarc, trydymit, krystobalit lub mieszanina tych związków. Formy alotropowe powstają w wyniku podgrzania krzemionki do określonej temperatury (przemiana kwarcu w trydymit 870°C, a trydymitu w krystobalit 1475°C), w której następuje tzw. transformacja rekonstrukcyjna związana z pękaniem wiązań chemicznych (Si-O) i utworzeniem nowej struktury krystalicznej. Każda z trzech odmian alotropowych krzemionki w temperaturze pokojowej posiada strukturę określaną jako forma α , natomiast pod wpływem temperatury ulega transformacji przemieszczeniowej (przesunięcia atomów, bez pęknięcia wiązań chemicznych) i przekształca się w formę β . Podczas przemian fazowych (z formy α w β) wszystkie formy krzemionki ulegają ekspansji termicznej, która wynosi dla krystobalitu 1,6%, kwarcu 1,4% i trydymitu < 1,0%, natomiast temperatury, w jakich zachodzi transformacja przemieszczeniowa wynoszą dla kwarcu 573°C, trydymitu 160°C i krystobalitu 220°C.

Materiałem spajającym dla mas średniotopliwych jest autoklawowany półwodny siarczan (VI) wapnia, natomiast dla mas wysokotopliwych fosforany lub krzemiany.

Substancje modyfikujące są związkami chemicznymi, które pochłaniają tlen z okolicy odlewanej masy (grafit, sproszkowany węgiel drzewny) lub zapobiegają skurczowi masy w trakcie wygrzewania (chlorek sodu, kwas borny).

6.1. Masy osłaniające do stopów średniotopliwych

Masy osłaniające do stopów średniotopliwych zawierają w swym składzie 65-75% kwarcu lub krystobalitu bądź mieszaninę obu związków w różnych proporcjach (składniki ogniotrwałe), autoklawowany półwodny siarczan (VI) wapnia w ilości 25-35% oraz 5% modyfikatorów chemicznych (węgiel, grafit, chlorek sodu, kwas borowy). Masę można zarabiać wodą lub fabrycznie przygotowanym płynem. Kwarc i krystobalit nadają masie właściwości ogniotrwałe, kompensując skurcz metalu podczas chłodzenia. Gips spaja składniki masy, nadając jej jednocześnie twardość, wytrzymałość i zapewnia rozszerzalność podczas wiązania. Modyfikatory chemiczne zapobiegają skurczowi masy w trakcie wygrzewania (chlorek sodu, kwas borowy) oraz pochłaniają gazy z okolicy stopionego metalu (węgiel, grafit).

Masy te są przeznaczone do odlewania stopów złota i niektórych stopów srebrno-palladowych. Podczas wygrzewania formy nie można przekroczyć temperatury 700°C, ponieważ gips ulega rozkładowi do ditlenku siarki i trójtlenku siarki. Związki te, wchodząc w reakcję ze stopionym metalem, powodują jego kruchość i podatność na korozję.

Masy osłaniające zawierające autoklawowany siarczan wapnia wykazują cztery ro-
dzaje ekspansji termicznej:

- rozsz
- od za
- rozsz
- ściel
- nien
- wod
- wys
- rozsz
- w p
- rozsz
- od j
- noś
- kw
- mu
- ny
- po
- Do n

Special (

6.2.

Masy os

Mas
kwarc i
fosforan
zawiera
mionki
Ma
nych, p
jego str
i wysok
Wi
fosforan
fosforan
przebie

Ze
my odl
wać pic

W doborze odpowiedniej masy uwzględnia się zarówno temperaturę topnienia stopu, jak i jego właściwości chemiczne oraz rozszerzalność termiczną.

Masą do stopów łatwotopliwych o temperaturze do 150°C jest autoklawowany półwodny siarczan wapnia (gips), natomiast masy do stopów średnio- i wysokotopliwych zawierają trzy rodzaje składników: materiał ogniotrwały, materiał spajający (wiązący poszczególne składniki) i substancje modyfikujące (związki chemiczne).

Materiałem ogniotrwałym (odpowiadającym za rozszerzalność termiczną) jest jedyna z alotropowych odmian krzemionki (SiO_2): kwarc, trydymit, krystobalit lub mieszanina tych związków. Formy alotropowe powstają w wyniku podgrzania krzemionki do określonej temperatury (przemiana kwarcu w trydymit 870°C, a trydymitu w krystobalit 1475°C), w której następuje tzw. transformacja rekonstrukcyjna związana z pękaniem wiązań chemicznych (Si-O) i utworzeniem nowej struktury krystalicznej. Każda z trzech odmian alotropowych krzemionki w temperaturze pokojowej posiada strukturę określaną jako forma α , natomiast pod wpływem temperatury ulega transformacji przemieszczeniowej (przesunięcia atomów, bez pękania wiązań chemicznych) i przekształca się w formę β . Podczas przemian fazowych (z formy α w β) wszystkie formy krzemionki ulegają ekspansji termicznej, która wynosi dla krystobalitu 1,6%, kwarcu 1,4% i trydymitu < 1,0%, natomiast temperatury, w jakich zachodzi transformacja przemieszczeniowa wynoszą dla kwarcu 573°C, trydymitu 160°C i krystobalitu 220°C.

Materiałem spajającym dla mas średniotopliwych jest autoklawowany półwodny siarczan (VI) wapnia, natomiast dla mas wysokotopliwych fosforany lub krzemiany.

Substancje modyfikujące są związkami chemicznymi, które pochłaniają tlen z okolicy odlewane go metalu (grafit, sproszkowany węgiel drzewny) lub zapobiegają skurczowi masy w trakcie wygrzewania (chlorek sodu, kwas borny).

6.1. Masy osłaniające do stopów średniotopliwych

Masy osłaniające do stopów średniotopliwych zawierają w swym składzie 65-75% kwarcu lub krystobalitu bądź mieszaninę obu związków w różnych proporcjach (składniki ogniotrwałe), autoklawowany półwodny siarczan (VI) wapnia w ilości 25-35% oraz 5% modyfikatorów chemicznych (węgiel, grafit, chlorek sodu, kwas borowy). Masę można zarabiać wodą lub fabrycznie przygotowanym płynem. Kwarc i krystobalit nadają masie właściwości ogniotrwałe, kompensując skurcz metalu podczas chłodzenia. Gips spaja składniki masy, nadając jej jednocześnie twardość, wytrzymałość i zapewnia rozszerzalność podczas wiązania. Modyfikatory chemiczne zapobiegają skurczowi masy w trakcie wygrzewania (chlorek sodu, kwas borowy) oraz pochłaniają gazy z okolicy stopionego metalu (węgiel, grafit).

Masy te są przeznaczone do odlewania stopów złota i niektórych stopów srebrno-palladowych. Podczas wygrzewania formy nie można przekroczyć temperatury 700°C, ponieważ gips ulega rozkładowi do ditlenku siarki i trójtlenku siarki. Związki te, wchodząc w reakcję ze stopionym metalem, powodują jego kruchość i podatność na korozję.

Masy osłaniające zawierające autoklawowany siarczan wapnia wykazują cztery rodzaje ekspansji termicznej:

- rozszerzalność wiązaniową – następuje samorzutnie, jej wielkość jest uzależniona od zawartości poszczególnych składników masy;
- rozszerzalność higroskopijną – ma miejsce po wypełnieniu masą osłaniającą pierścienia odlewniczego i jest związana ze wzrostem objętości gipsu podczas twardnienia (wzrost kryształów). Można ją pobudzić poprzez zanurzenie pierścienia do wody o temperaturze 37°C na około 30 minut lub zwilżyć wodą taśmę krepową wyścielającą wewnętrzną powierzchnię pierścienia;
- rozszerzalność termiczną – zachodzi, gdy forma odlewnicza jest wygrzewana w piecu celem wypalenia wosku i występuje w temperaturze 450°C;
- rozszerzalność inwersyjną – występuje w temperaturze 573°C i jest uzależniona od przechodzenia kwarcu z formy α w β . W celu uzyskania właściwej rozszerzalności inwersyjnej pierścień odlewniczy wypełniony masą osłaniającą zawierającą kwarc powinien w momencie odlewu mieć temperaturę powyżej 650°C (pierścień musi być podgrzany do temperatury 700-750°C). Natomiast pierścień wypełniony masą na bazie krystobalitu w momencie odlewu powinien mieć temperaturę powyżej 350°C (pierścień musi być podgrzany do temperatury 450-500°C).

Do mas osłaniających dla stopów średniotopliwych należą między innymi: Gloria Special (Spofa-Dental) i Alphabalite Plus (Schütz-Dental).

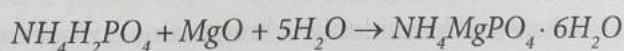
6.2. Masy osłaniające do stopów wysokotopliwych

Masy osłaniające – fosforanowe

Masy fosforanowe składają się z proszku i płynu. Proszek zawiera w swym składzie kwarc i krystobalit (składniki ogniotrwałe) oraz tlenek magnezu (MgO) i diwodorofosforan amonowy ($\text{NH}_4\text{H}_2\text{PO}_4$), odpowiedzialne za proces wiązania. Niektóre masy zawierają grafit lub węgiel, które pochłaniają gazy. Płyn jest zawiesiną koloidalnej krzemionki (dostępne są masy, które zarabia się tylko wodą).

Masy zawierające węgiel nie można stosować do odlewania stopów nieszlachetnych, ponieważ pierwiastek ten wchodzi w reakcję ze stopionym metalem, zmieniając jego strukturę (wzrost kruchości stopu). Można nimi odlewać stopy na bazie palladu i wysokiej zawartości złota.

Wiązanie mas fosforanowych jest reakcją kwasowo-zasadową pomiędzy diwodorofosforanem amonowym (kwas) i tlenkiem magnezu (zasada), w wyniku której powstaje fosforan magnezowo-amonowy (sól) wiążący kryształy kwarcu i krystobalitu. Reakcja przebiega według równania:



Ze względu na dużą wytrzymałość mechaniczną związanej masy do zatapiania formy odlewniczej nie trzeba używać metalowych pierścieni. W ich miejsce można stosować pierścienie plastikowe lub silikonowe, które zdejmuje się po związaniu masy.

Rozszerzalność (ekspansja) mas fosforanowych może być regulowana poprzez zmianę stosunku płynu (zol koloidalnej krzemionki) do wody, zgodnie z zasadą, że im więcej zolu krzemionkowego (a mniej wody), tym większa ekspansja termiczna. Masa zarobiona wyłącznie koloidalną krzemionką ulega ekspansji higroskopijnej, natomiast w masie zarobionej tylko wodą proces ten nie występuje.

Czas pracy masami fosforanowymi jest krótki, a egzotermiczna reakcja wiązania ulega przyspieszeniu wraz ze wzrostem temperatury otoczenia (najkorzystniejsza temperatura wynosi 20°C).

Masy fosforanowe są produkowane dla dwóch technik wygrzewania. Pierwsza z nich, tzw. technika szybkiego wygrzewania, polega na tym, że formę odlewniczą po 15-20 minutach od zarobienia masy umieszcza się w wygrzanym piecu i przetrzymuje przez 30-40 minut (pierścień nr 1 – 30 min, pierścień nr 2 – 40 min). Temperatura nagrzania komory pieca jest zależna od rodzaju odlewianego stopu i wynosi dla stopów szlachetnych 700°C, a dla stopów nieszlachetnych w zależności od producenta 850-1050°C. Formy odlewnicze wykonane z mas do metody klasycznego wygrzewania umieszcza się w zimnym piecu, zwiększając stopniowo temperaturę w trzech etapach. W pierwszym etapie podnosi się temperaturę od 20°C do 270°C (przyrost temperatury o 7-8°C na minutę) i przetrzymuje w 270°C przez okres 60 minut. Następnie podnosi się temperaturę od 270°C do 580°C (przyrost temperatury o 7-8°C na minutę) i przetrzymuje w 580°C przez 30-60 minut. W ostatnim etapie podnosi się temperaturę od 580°C do temperatury końcowej określonej dla danego rodzaju stopu (przyrost temperatury o 7-8°C na minutę) i wygrzewa przez 30-60 minut. W przypadku umieszczenia w komorze pieca kilku form odlewniczych czas wygrzewania należy wydłużyć o 20 minut. Powyższe zasady nie dotyczą stopów złota, w przypadku których formę odlewniczą należy podgrzać do temperatury 900°C (w celu dokładnego wypalenia wosku), a następnie schłodzić do 700°C.

Masy osłaniające na bazie fosforanów według specyfikacji ISO 9694 występują w dwóch wersjach: typ I jest przeznaczony do odlewania protez stałych (wkłady, korony, mosty), natomiast typ II do odlewnictwa szkieletów protez ruchomych.

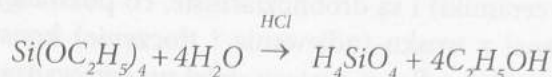
Do fosforanowych mas osłaniających przeznaczonych do techniki szybkiego wygrzewania należą m.in.: Bellavest SH (Bego), Heravest Speed (Kulzer – Heraeus), Castorit All Speed (Dentaurum) i Jet 2000 (Siladent), natomiast masami przeznaczonymi do techniki klasycznej są: Castorit Super (Dentaurum), Granisit (Siladent), Wirovest (Bego) i Moldavest Master (Kulzer-Heraeus).

Masy osłaniające – krzemianowe

Masy tego rodzaju dostarczane są w postaci proszku, którym jest kwarc lub krzemionka (składnik ogniotrwały), oraz dwóch płynów (składnik spajający). Jeden z płynów zawiera roztwór krzemianu etylu – $\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$ z dodatkiem alkoholu etylowego – $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$. Zawartość krzemionki w krzemianie etylu wynosi około 40%. Ponieważ krzemian etylu jest nierozpuszczalny w wodzie, aby przeprowadzić jego hydrolizę (która jest konieczna dla dalszych etapów wiązania masy osłaniającej), do roztworu dodany jest rozpuszczalnik (alkohol etylowy), który umożliwia ten proces. Hydroliza jest reakcją chemiczną (wymiany), która zachodzi między wodą i rozpuszczoną w niej substancją, często w obecności katalizatora, którym jest kwas lub zasada. Drugi płyn jest

wodnym roztworem kwasu solnego (HCl – 0,3%). W tym przypadku kwas solny jest katalizatorem przyspieszającym proces hydrolizy.

Aby krzemian etylu mógł stanowić czynnik spajający kryształowy materiał ogniotrwałego, należy poddać go hydrolizie. W tym celu należy połączyć ze sobą równe objętości obu płynów i pozostawić na określony czas (ok. 10 min) zgodnie z zaleceniami producenta. Rozpoczęta w ten sposób hydroliza przebiega następująco:



Otrzymany w ten sposób hydrolizowany roztwór krzemianu etylu łączy się ze składnikiem ogniotrwałym (proszkiem – kwarc/krystobalit) w zalecanych przez producenta proporcjach. Masę przygotowuje się, dodając stopniowo do płynu odmierzoną ilość proszku i zarabia w mieszalniku próżniowym w celu eliminacji porowatości. Proces twardnienia następuje w ciągu kilkunastu minut. Podczas wygrzewania formy odlewniczej w piecu następuje skurcz masy związany z odparowaniem alkoholu etylowego i wody oraz wiązanie kryształów krzemionki (kwarc lub krystobalit) przez składnik spajający.

Masy krzemianowe są drobnoziarniste, co pozwala uzyskać odlew o gładkiej powierzchni. Ponadto charakteryzują się stabilnością wymiarów, dużą odpornością na uderzenia roztopionego stopu metalu podczas wtłaczania do formy odlewowej i nie wydzielają produktów gazowych podczas stygnięcia stopu. Pomimo tych zalet, ze względu na trudności w ich zarabianiu, przechowywaniu (płyny są wrażliwe na światło i ciepło) oraz wysoką cenę, są coraz skuteczniej wypierane z techniki dentystycznej przez masy fosforanowe.

Masy osłaniające do tytanu

Masy osłaniające do tytanu zostały omówione w rozdziale 11.3.

Masy osłaniające do lutowania

Metalowe elementy protez przed ich zlutowaniem muszą zostać zatopione w masie osłaniającej w celu ich unieruchomienia oraz osłonięcia tych fragmentów konstrukcji protetycznej, które ze względu na cienkościenny charakter nie mogą zostać przegrzane.

Według specyfikacji ISO 11244 do lutowania stopów dentystycznych stosuje się dwa rodzaje mas osłaniających:

- typ 1 – masy osłaniające, w których substancją spajającą jest autoklawowany półwodny siarczan wapnia,
- typ 2 – masy osłaniające, w których substancją spajającą są fosforany.

Masy osłaniające typu pierwszego służą do lutowania stopów średniotopliwych, natomiast typu drugiego do lutowania stopów wysokotopliwych. Materiały te wykazują mniejszą rozszerzalność termiczną niż masy osłaniające odlewowe, co zapobiega przesunięciu elementów łączonych podczas wygrzewania masy.

Przykładem masy osłaniającej do lutowania jest Bellatherm (Bego).

Masy osłaniające do ceramiki dentystycznej

Masy osłaniające do uzupełnień ceramicznych są masami przeznaczonymi dla techniki szybkiego wygrzewania. Wykorzystuje się je do odlewania (ceramika Dicor), tłoczenia na gorąco (ceramika IPS e.max Press, IPS ZirPress, IPS Empress II, IPS Empress Cosmo, Vita PM 9) oraz wykonawstwa na modelach ogniotrwałych licówek, wkładów, koron i mostów. Masy osłaniające do ceramiki dentystycznej nie zawierają grafitu (możliwość przebarwienia ceramiki) i są drobnoziarniste, co pozwala na dokładne odwzorowanie wymodelowanej z wosku (odlewanie i tłoczenie) konstrukcji protetycznej. Piaskowanie wytłoczonej lub odlanej protezy stałej przeprowadza się wyłącznie perłkami szklanymi o średnicy 50 μm , nie stosuje się natomiast tlenku glinu ze względu na jego dużą abrazyjność.

Masami osłaniającymi do uzupełnień ceramicznych są między innymi: Vita PM (Vita), Hera Vest Press (Kulzer-Heraeus), Balla Cer (Bego), Bogo Form (Bego), IPS Press Vest i IPS Empress Esthetic Speed (Ivoclar-Vivadent).

! Uwagi praktyczne

Czas pracy masami osłaniającymi zależy od temperatury otoczenia. Najkorzystniejszą jest temperatura pokojowa nieprzekraczająca 20°C (temperatura wyższa skraca czas wiązania).

Czas wygrzewania form odlewniczych zależy od wielkości pierścieni oraz od ich ilości w komorze pieca. Jeżeli wygrzewa się duże pierścienie (nr 6 i 9) lub jednocześnie kilka form odlewniczych, należy wydłużyć czas wygrzewania o minimum 20 minut.

Podczas pracy z masami osłaniającymi wydzielają się szkodliwe pyły, które są aspirowane do układu oddechowego, prowadząc do patologicznego rozrostu tkanki łącznej, który klinicznie manifestuje się pylicą zwłókniającą płuc (Maksymowicz i wsp.). W literaturze opisano kilkadziesiąt przypadków tzw. pylicy techników dentystycznych wywołanej obecnością w tkance płucnej złożeń krzemu i metali (Połczyńska i wsp.). Dlatego podczas pracy z masami osłaniającymi należy bezwzględnie stosować na twarz maski ochronne.

W celu uniknięcia powstawania pyłów podczas uwalniania odlewu z formy należy po ostygnięciu umieścić ją w wodzie, natomiast piaskowanie odlewów trzeba wykonywać pod sprawnym wyciągiem w masce ochronnej.

6.3. Piśmiennictwo

1. Combe E.C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Sanmedica, Warszawa 1997.
2. Creig R.G., Powers J.M., Wataha J.C.: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2000.
3. Gołębiewska M.: Materiałoznawstwo Protetyczne. Akademia Medyczna w Białymstoku, Białystok 2003.
4. Klewski M., Sułkowski M., Wojtaszek E.: Materiały korundowe wypalane wiązane krzemionką koloidalną. Materiały ceramiczne 2011, 63, 642-646.

DENTYSTYCZNE TWORZYWA AKRYLANOWE

W protetyce stomatologicznej znajduje zastosowanie wiele rodzajów tworzyw sztucznych określanych jako polimery. Jednak najczęściej używa się tworzyw akrylanowych, które w zależności od klinicznego przeznaczenia mogą być twarde lub elastyczne.

7.1. Polimery i polimeryzacja

Polimer jest zbudowany z wielokrotnie powtarzających się jednostek zwanych monomerami (merami). Polimer składający się z jednego typu monomeru określany jest jako homopolimer, zaś gdy tworzą go dwa lub więcej różnego rodzaju monomery jest to kopolimer. Wzajemne położenie monomerów względem siebie w strukturze kopolimeru może być naprzemienne (-A-B-A-B-), przypadkowe (-A-B-A-A-B-A-), blokowe (-A-A-B-B-A-A-) lub stereospecyficzne. W tym ostatnim przypadku mamy do czynienia z uporządkowaną budową łańcucha głównego zawierającego jeden typ monomerów, do którego przyczepione są boczne grupy zbudowane z merów innego rodzaju – są to tzw. polimery usieciowane, które w stosunku do polimerów liniowych posiadają lepsze walory użytkowe takie, jak: odporność na działanie rozpuszczalników organicznych, większą płynność w wyższych temperaturach, mniejszą zdolność adsorpcji wody oraz łatwość kształtowania i polerowania. Wpływ na właściwości użytkowe posiada również masa cząsteczkowa polimerów, która jest sumą mas poszczególnych monomerów pomnożoną przez ich liczbę i im jest ona większa, tym wyższa jest zarówno temperatura topnienia, jak i stopień polimeryzacji.

Tworzywa sztuczne otrzymuje się na drodze polimeryzacji, która jest reakcją egzotermiczną zachodzącą pod wpływem temperatury, światła oraz tlenu i może mieć charakter addycyjny lub kondensacyjny. Polimeryzacja addycyjna ma najczęściej przebieg wolnorodnikowy i zachodzi pomiędzy dwoma monomerami (jednorodnymi lub

niejednorodnymi), które łącząc się ze sobą, tworzą nowy związek – polimer, bez powstania produktów ubocznych. Ten typ reakcji zachodzi w związkach winylowych zawierających podwójne wiązanie pomiędzy atomami węgla ($C = C$) i przebiega w trzech etapach: inicjacji, propagacji i terminacji. Reakcję zapoczątkowuje inicjator, którym jest nadtlenek benzoilu, wymagający aktywacji, co osiąga się poprzez ogrzanie, podanie działania światła widzialnego lub reakcję chemiczną z organiczną aminą trzeciorzędową (N,N-dihydroksyetyloparatoluidyna). Wytworzone pod wpływem jednego z tych aktywatorów wolne rodniki (zawierające niesparowany elektron), szybko łączą się z kolejnymi monomerami. Zakończenie procesu polimeryzacji następuje w momencie, gdy dwa rodniki wejdą w reakcję pomiędzy sobą (ulegną sparowaniu), tworząc stabilny polimer.

Polimeryzacja kondensacyjna (polikondensacja) jest reakcją, podczas której obok produktu finalnego w postaci polimeru powstaje również produkt uboczny o małej masie cząsteczkowej (zazwyczaj woda).

7.2. Tworzywa termoutwardzalne (tworzywa akrylanowe polimeryzujące pod wpływem temperatury)

Akrylanowe tworzywa termoutwardzalne są stosowane do wykonywania płyt protez częściowych i całkowitych, zębów, obturatorów, szyn chirurgicznych, a proces ich utwardzania może mieć charakter polimeryzacji krótko-, średnio- lub długoczasowej. Dentystyczne tworzywa akrylanowe najczęściej mają postać proszku (polimer) i płynu, który jest monomerem. W przypadku materiałów przeznaczonych do polimeryzacji wtryskowej w podwyższonej temperaturze tworzywo dostarczane jest w postaci gotowych do użycia kapsułów, w których odpowiednie proporcje obu składników są przygotowane fabrycznie.

PROSZEK

Głównym składnikiem jest polimer lub kopolimer metakrylanu metylu modyfikowany niewielkimi ilościami metakrylanu etylu, butylu lub styrenu. Ponadto proszek zawiera inicjator w ilości około 1% (nadtlenek benzoilu lub diizobutyloazonitryl), który jako środek utleniający po połączeniu z płynem neutralizuje zawarte tam reduktory (hydrochinon, pirogalol), zapoczątkowując w ten sposób reakcję polimeryzacji. Oprócz inicjatorów dodawane są (w małych ilościach) tlenki cynku i tytanu w celu zapewnienia transparencji oraz plastyfikatory (ftalan dibutyli) jako zmiękczacze, które mogą być również dodane do płynu. W proszku znajdują się również nieorganiczne barwniki, takie jak tlenek żelaza, sadza, siarczek rtęci oraz barwione włókno syntetyczne imitujące naczynia krwionośne. Materiał występuje w formie perełek lub opilków o granulacji 30-80 μm . Ciężar cząsteczkowy polimerów przeznaczonych do polimeryzacji pod wpływem wysokiej temperatury wynosi od 350 000 do 1 000 000 jednostek monomeru, co zapewnia wysoką wytrzymałość spolimeryzowanego tworzywa.



Ryc. 9. Kolorniki do tworzyw akrylanowych (dla protez i aparatów ortodontycznych).

PŁYN

W skład płynu obok metakrylanu metylu wchodzi metakrylan etylu, chlorek winylu oraz inhibitor (stabilizator), którym jest hydrochinon zapobiegający samorzutnej polimeryzacji płynu podczas przechowywania. Ponadto mogą być dodawane związki, które ze względu na obecność dwóch wiązań podwójnych posiadają zdolność sieciowania (dimetakrylan glikolu etylenowego i dimetakrylan glikolu trójetylenowego). W celu zmniejszenia przepuszczalności dla promieni rentgenowskich do niektórych materiałów dodaje się bar lub bizmut, lecz składniki te obniżają wytrzymałość tworzywa i zwiększają sorbcję wody. Monomer ulega polimeryzacji w temperaturze 65°C , a jego temperatura wrzenia wynosi $100,3^{\circ}\text{C}$. Z punktu widzenia klinicznego trzeba pamiętać, że płyn monomeru wpływa szkodliwie na tkanki, a zawarte w nim środki redukujące mogą przy dłuższej ekspozycji wpływać na organizm alergizująco.

AKRYLANY MODYFIKOWANE O ZWIĘKSZONEJ WYTRZYMAŁOŚCI

Akrylany o zwiększonej wytrzymałości to kopolimery metakrylanu metylu z dodatkiem gumy butadienowo-styrenowej. Tworzywa te są dostarczane w postaci proszku-ptyn i przetwarzane na drodze polimeryzacji długoczasowej w łaźni wodnej o temperaturze 70°C przez okres 7-12 godzin. Taka modyfikacja tworzywa akrylowego dzięki elastyczności (w niewielkim zakresie) zwiększa odporność materiału na złamanie (posiada 5-krotnie większą wytrzymałość w porównaniu z normalnymi tworzywami akrylowymi), gdyż blokuje rozprzestrzeniające się mikropęknięcia.

Proces polimeryzacji termicznej

Po zmieszaniu proszku z płynem następuje polimeryzacja wstępna, która składa się z trzech faz:

- faza piasku – charakteryzuje się tym, że zarobiony materiał swoim wyglądem przypomina piasek zakropiony wodą,
- faza nitki – następuje rozpuszczenie ziaren polimeru w monomerze, a materiał staje się lepki i przy próbie nabrania go na szpatułkę ciągnie się, tworząc nitki,
- faza ciasta – materiał staje się matowy i na tyle plastyczny, że łatwo oddziela się od ścian naczynia. W tym stanie masę akrylanową upycha się do puszek polimeryzacyjnej. Po tym etapie tworzywo staje się twarde i nie nadaje się do dalszego przetwarzania (faza gumy).

Wpływ na osiągnięcie fazy ciasta mają takie czynniki, jak:

- rozmiar ziaren polimeru – im są one mniejsze, tym szybciej następuje rozpuszczenie polimeru,
- masa cząsteczkowa polimeru – im jest mniejsza, tym czas polimeryzacji wstępnej jest krótszy,
- plastyfikatory – ich obecność przyspiesza proces polimeryzacji wstępnej,
- temperatura – podwyższenie temperatury przyspiesza proces dojścia do fazy ciasta,
- stosunek monomeru do polimeru – nadmiar płynu przedłuża proces polimeryzacji wstępnej.

Umieszczone w puszcze polimeryzacyjnej tworzywo akrylanowe w fazie ciasta zostaje następnie poddane polimeryzacji termicznej, która w zależności od funkcji czasu może mieć charakter:

- polimeryzacji krótkoczasowej – umieszczone w łaźni wodnej protezy ogrzewa się do temperatury 100°C w ciągu 60 minut, a następnie przetrzymuje w tej temperaturze przez kolejne 30 minut,
- polimeryzacji średnioczasowej – ogrzewanie wody do temperatury 65-70°C przez 60 minut, a następnie w zależności od grubości płyty protezy utrzymanie tej temperatury od 30 do 60 minut. Po tym czasie następuje podniesienie temperatury wody do 100°C w ciągu 30 minut i pozostawienie jej na tym poziomie przez 30 minut,
- polimeryzacji długoczasowej – w łaźni wodnej lub suchym cieple w stałej temperaturze 74°C przez 8-12 godzin.

Polimery

Proces
aparatury
ryzacyjnej
dobranym
sulach, k
merem)
miękkie
całego p
tworzywa
ne. Taki
co zape
rodzaj p
nego –

Błędy

Par
wane p
giem la
jest pra
dłuża c
ryzacji
jest za
nolitej
ną, a p
pojaw
tości i
cja ter
podw
przed
wa pr
miar
C

pła po
turze
(temp
tury
(obol
a tak
ciepl
mery
ratur
zago
efekt
unik

polimeryzacja wtryskowa pod ciśnieniem

Proces polimeryzacji odbywa się w łaźni wodnej przy zastosowaniu specjalnej aparatury składającej się z urządzenia wtryskowego i grubościennych puszek polimeryzacyjnych wytrzymujących wysokie ciśnienie. Tworzywo akrylanowe o fabrycznie dobranych proporcjach polimeru do monomeru znajduje się w jednorazowych kapsułach, które po usunięciu zabezpieczenia pomiędzy składnikami (monomerem i polimerem) miesza się automatycznie w wibratorze. Po zmieszaniu materiał o konsystencji miękkiej gumy zostaje wtłoczony do puszki pod ciśnieniem 6 barów. Ponieważ podczas całego procesu polimeryzacji jest utrzymywane stałe ciśnienie, ewentualne niedobory tworzywa będące wynikiem skurczu polimeryzacyjnego są w sposób ciągły uzupełniane. Taki przebieg procesu polimeryzacji pozwala na uzyskanie homogennego materiału, co zapewnia zwiększoną odporność tworzywa na złamania i ułatwia polerowanie. Ten rodzaj polimeryzacji zapewnia zestaw urządzeń biofunkcjonalnego systemu protetycznego – BTS (Ivoclar-Vivadent).

Błędy popełniane podczas polimeryzacji termicznej

Parametry procesu polimeryzacji dla określonych materiałów akrylowych są podawane przez producentów, a ich rygorystyczne przestrzeganie jest podstawowym wymogiem laboratoryjnego wykonawstwa protez. Podstawowym wymogiem w tym względzie jest prawidłowy dobór proporcji monomeru do polimeru. Nadmiar monomeru przedłuża czas polimeryzacji wstępnej i powoduje większy skurcz, a po zakończonej polimeryzacji pozostawiony niezwiązany monomer (monomer resztkowy, nieprzereagowany) jest zagrożeniem dla tkanek podłoża protezy. Niedobór monomeru prowadzi do niejednolitej i niepełnej polimeryzacji, co skutkuje zmniejszoną wytrzymałością mechaniczną, a przejawia się widocznymi mlecznymi smugami w płycie protezy. Tworzywa protez pojawiające się w krótkim czasie po ich osadzeniu w jamie ustnej. Przyczyną porowatości może być użycie zbyt małej ilości ciasta akrylowego, krótkotrwała polimeryzacja termiczna, zbyt krótki okres początkowej fazy polimeryzacji (65-70°C), gwałtowne podwyższenie temperatury łaźni wodnej do 100°C, upychanie tworzywa do puszki przed fazą ciasta oraz krótkotrwały proces prasowania. Upychanie zbyt gęstego tworzywa prowadzi do podwyższenia wysokości zwarcia i przesunięć zębów, ponieważ nadmiar gęstego akrylanu nie może swobodnie wypłynąć z puszki podczas jej prasowania.

Celem podgrzania puszki z ciastem akrylowym w łaźni wodnej jest dostarczenie ciepła potrzebnego do zainicjowania polimeryzacji. Proces ten rozpoczyna się w temperaturze 65-70°C i jest reakcją egzotermiczną. Gwałtowny wzrost temperatury zewnętrznej (temperatury wody) do temperatury wrzenia, prowadzi do nagłego wzrostu temperatury ciasta akrylowego osiągającej wartość 135°C. Źródłem tak wysokiej temperatury (obok temperatury zewnętrznej) jest egzotermiczny charakter procesu polimeryzacji, a także utrudniona ewakuacja ciepła na zewnątrz, związana ze słabym przewodnictwem cieplnym gipsu. W związku z tym nie dochodzi do zrównoważenia temperatury polimeryzującego akrylanu z temperaturą zewnętrzną. Ponieważ monomer wrze w temperaturze 100,3°C, nagły wzrost temperatury powyżej wartości krytycznej prowadzi do zagotowania monomeru, a powstała para tworzy puste przestrzenie (pęcherzyki), czego efektem są liczne porowatości, szczególnie w grubszych warstwach płyty protezy. Aby uniknąć powstania dużych naprężeń wewnętrznych w gotowej protezie, puszkę należy

TABELA 7.1. Najczęstsze błędy popełniane podczas polimeryzacji termicznej

Przyczyna błędu	Efekt błędu
• Zbyt mała ilość monomeru • Sedymencja barwnika	Smugi i przebarwienia
• Za mała ilość ciasta akrylowego • Krótkotrwałe prasowanie • Upychanie tworzywa do puszki przed fazą ciasta • Zbyt krótki okres początkowej fazy polimeryzacji termicznej (65-70°C) • Gwałtowne podwyższenie temp. do 100°C • Krótkotrwała polimeryzacja	Porowatości
• Nieumiejętne uwalnianie protezy z puszki	Pęknięcia protez
• Upychanie zbyt gęstego ciasta akrylowego • Zbyt miękki gips w formach i modelach roboczych	Podwyższenie wysokości zgryzu
• Uwalnianie protezy z gorącej puszki • Nadmierny skurcz tworzywa akrylowego	Niezgodność protezy z podłożem
• Izolowanie powierzchni zębów • Brak zaczepów retencyjnych w zębach	Brak połączenia zębów z płytą protezy

chłodzić wolno. Przyczyną powstających naprężeń, które sprzyjają powstawaniu pęknięć i złamań, są różnice w rozszerzalności cieplnej gipsu i tworzywa akrylowego (także metalowych elementów protez ruchomych).

7.3. Tworzywa akrylanowe chemoutwardzalne (samopolimeryzujące, szybkopolimeryzujące, aktywowane chemicznie, polimeryzujące na zimno)

Tworzywa akrylanowe chemoutwardzalne przeznaczone są do napraw protez ruchomych oraz wykonawstwa protez częściowych i całkowitych metodą wtryskową lub wlewową. Pod względem składu chemicznego są podobne do tworzyw termoutwardzalnych, z tą różnicą, że płyn (monomer) zawiera dodatkowo substancje chemiczne, inicjatory polimeryzacji (przyspieszacze chemiczne, katalizatory), którymi są aminy trzeciorzędowe (N, N-dimetylo-p-toluidyna, N, N-dihydroksyetylo-p-toluidyna). Po zmieszaniu obu składników zawarty w proszku nadtlenek benzoilu utlenia aminy trzeciorzędowe, rozpoczynając proces polimeryzacji, dalej przebiegający samorzutnie. Do niektórych materiałów dawany jest alkohol etylowy w celu przyspieszenia przebiegu tej reakcji.

Tworzywa akrylanowe chemoutwardzalne w zależności od temperatury otoczenia polimeryzują w czasie 15-20 minut.

Należy unikać nadmiaru monomeru, który nie tylko wydłuża czas polimeryzacji, lecz jest przyczyną większego skurczu polimeryzacyjnego i, pozostając niezwiązany w gotowej protezie, może wyzwać patologiczne reakcje tkankowe. Aby uniknąć tworzenia się porowatości w strukturze materiału, zmniejszyć zawartość monomeru resztkowego oraz uzyskać zadowalające właściwości mechaniczne, proces polimeryzacji powinien być przeprowadzany w specjalnych polimeryzatorach pod ciśnieniem 2,5-3,0 bara oraz temperaturze wody 35-40°C.

Do grupy materiałów chemoutwardzalnych należą również tworzywa akrylanowe stosowane do wykonawstwa protez metodami wtryskową lub wlewową. Różnica pomiędzy nimi a akrylanem do napraw polega na tym, że ziarenka proszku posiadają znacznie mniejsze rozmiary, co po zmieszaniu z monomerem daje zawiesinę łatwo wpływającą do formy (silikonowej lub agarowej).

Główne wady akrylanów chemoutwardzalnych to: wysokie (sięgające 4%) stężenie monomeru resztkowego, mała stabilność barwy, mniejsza wytrzymałość mechaniczna oraz większa deformacja początkowa w porównaniu z tworzywami termoutwardzalnymi.

Przedstawicielami tej grupy materiałów są między innymi: Duracryl (Spofa-Dental), Vertex Self (Vertex-Dental), Triplex Cold (Ivoclar-Vivadent) oraz Vilacryl S (Zhermapol).

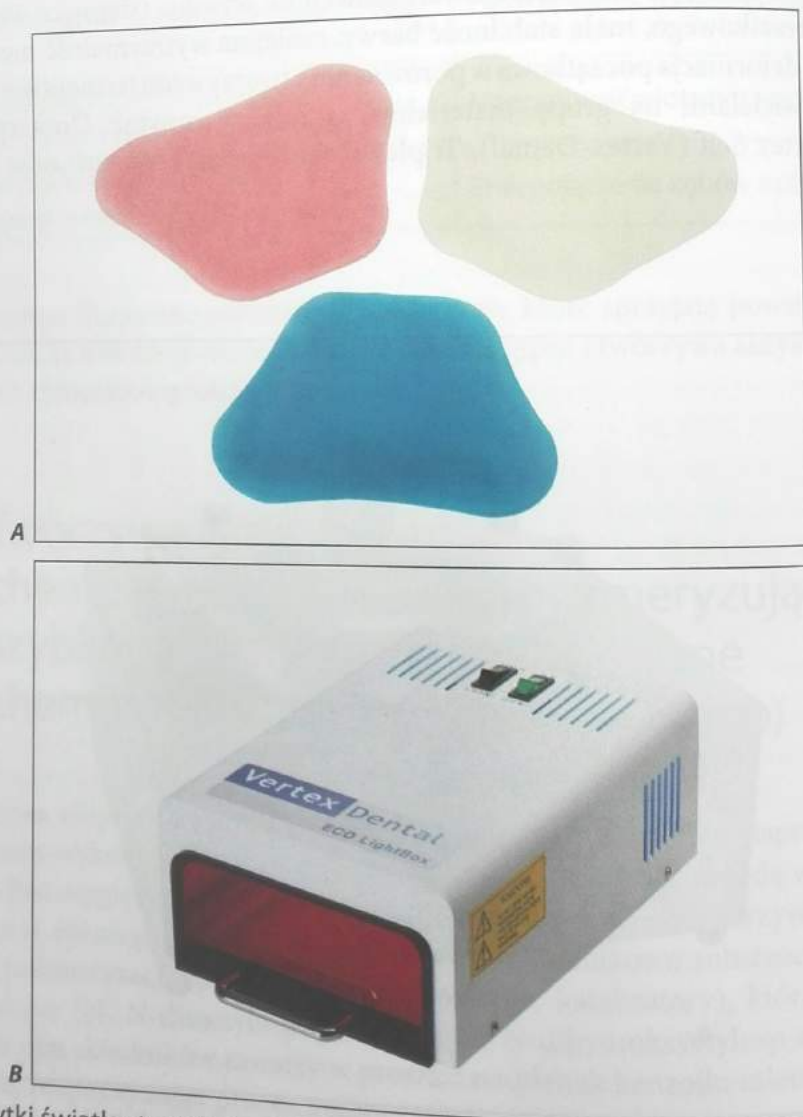


Ryc. 10. Urządzenie do polimeryzacji chemoutwardzalnych tworzyw akrylanowych.

7.4. Tworzywa akrylanowe światłoutwardzalne (aktywowane światłem)

Jest to tworzywo dwuskładnikowe zawierające polimetakrylan metylu oraz nieorganiczny wypełniacz (krzemionka lub szkło), który stanowi od 5 do 15% objętości. Materiał przeznaczony jest do wykonawstwa protez ruchomych, aparatów ortodontycznych, podścielen i napraw. Dostarczany jest w postaci gotowych do użycia płytek o konsystencji plasteliny, umieszczonych w światłoszczelnych pojemnikach chroniących przed samorzutną polimeryzacją lub w formie proszek-płyn.

Pod względem składu chemicznego akrylany jednoskładnikowe aktywowane światłem widzialnym przypominają bardziej materiały złożone niż konwencjonalne tworzywa akrylanowe. Organiczną matrycę tworzą dimetakrylan uretanu oraz małe ilości rozcieńczalnika, którym jest dimetakrylan glikolu trójetylenowego. Ponadto materiał



Ryc. 11. Płytki światłoutwardzalne (A) i lampa do ich polimeryzacji w procesie wykonawczym wyciskowych łyżek indywidualnych (B).

zawiera system fotoinicjatorów adsorbujących światło niebieskie, akcelerator reakcji polimeryzacji i barwniki. Nieorganiczny wypełniacz, którym jest silanizowana krzemionka o wymiarach 5-20 μm , stanowi około 70% objętości materiału.

Tworzywa te służą do wykonawstwa łyżek indywidualnych. W tym celu płytkę materiału umieszcza się na modelu roboczym i dokładnie dostosowuje do podłoża, a następnie obcina nadmiary zgodnie z zaznaczoną granicą obrzeża. Po doklejeniu uchwyty łyżkę wraz z modelem gipsowym umieszcza się na stoliku obrotowym w komorze urządzenia polimeryzującego, zaopatrzonego w źródło światła niebieskiego o długości fali 400-500 nm. Obrotowy stolik zapewnia równomierny dostęp światła do wszystkich miejsc tworzywa. W zależności od rodzaju tworzywa proces polimeryzacji trwa od 5 do 10 minut, a obróbka tworzywa i polerowanie przebiegają w sposób konwencjonalny.

7.5. Tworzywa elastyczne

Materiały elastyczne po połączeniu się z dośluzową powierzchnią płyty protezy stanowią rodzaj amortyzatora chroniącego tkanki podłoża protetycznego przed działaniem urazowym w trakcie żucia. Ze względu na czas przebywania w jamie ustnej materiały te można podzielić na:

- materiały elastyczne do podścielania czasowego,
- materiały elastyczne do podścielania trwałego na bazie akrylu i silikonu.

Materiały elastyczne do podścielania czasowego zostały omówione w rozdziale 3.2.7.

Uwaga praktyczna

Określenie podścielenia „trwałe” należy traktować umownie, bowiem z czasem również te materiały tracą pierwotnie pożądane właściwości użytkowe.

Materiały elastyczne do podścielania długoczasowego na bazie akrylu

Materiały do podścielania długoczasowego na bazie akrylu składają się z proszku zawierającego polimetakrylan metylu lub polimetakrylan etylu z dodatkiem nadtlenu benzoilu, który jest inicjatorem procesu polimeryzacji. Płyn zawiera monomery metakrylanu metylu, etylu i butylu z dodatkiem octanu etylu oraz 25-50% plastyfikatora, którym jest ftalan dibutyli lub ester kwasu metakrylowego. Plastyfikatory zawarte w tych materiałach powodują obniżenie temperatury granicznej (temperatura mięknięcia), dzięki czemu obniża się lepkość materiału, a akrylan staje się elastyczny.

Istnieją dwa rodzaje plastyfikatorów: zewnętrzne (ftalany dibutyli) i wewnętrzne (ester kwasu metakrylowego). Pierwsze z nich tworzą wiązania wtórne, luźno związane z łańcuchem polimeru, co powoduje, że plastyfikator z upływem czasu ulega rozpuczeniu i wylugowaniu, w wyniku czego materiał staje się twardy, tak jak akryl płyty protezy. Szybkość, z jaką ten proces następuje, zależy od nawyków dietetycznych i hi-

gienicznych pacjenta, przyjmowanych leków, nadużywania alkoholu oraz temperatury wody, w jakiej jest przetrzymywana proteza. Natomiast plastyfikatory wewnętrzne są wbudowane w łańcuch polimeru, tworząc kopolimer (wiązaną pierwotnie), co powoduje, że są bardziej odporne na rozpuszczenie, zapewniając jednocześnie pożądany poziom elastyczności materiału. Materiały zawierające ten plastyfikator po procesie polimeryzacji w temperaturze pokojowej są twarde, co znacznie ułatwia ich obróbkę mechaniczną. Badania długookresowe wykazały jednak, że z upływem czasu tworzywo staje się chropowate, a adhezja do płyty protezy ulega osłabieniu, podobnie jak elastyczność.

Do tej grupy materiałów należą: Coe Super-Soft (Coe Laboratories), Palasiv 62 (Kulzer-Heraeus), Verno-Soft (Vernon-Benshoff), Virina (Virina Dental), Vertex Soft (Vertex Dental), Softic 49 (Kerr) oraz Chairside relin Material Soft (Austen Dental).

Materiały elastyczne do podścielania długoczasowego na bazie silikonu

Materiały do podścielania na bazie silikonów są tworzywami, które w warunkach jamy ustnej zachowują długoczasową elastyczność. Tworzywa te nie zawierają plastyfikatora, a właściwości sprężyste zawdzięczają specjalnej strukturze wewnętrznej. Chemicznie są to addycyjne elastomery silikonowe, które mogą być polimeryzowane w temperaturze pokojowej lub pod wpływem ciepła. Konfekcjonowane są w postaci dwóch past do mieszania ręcznego (termoutwardzalne) lub maszynowego typu Automix (chemoutwardzalne). Podstawowym składnikiem jest polidimetylosiloksan z grupami hydroksylowymi (-OH) oraz czynnik sieciujący, którym może być trietoksylan lub polikrzemianetylu. W skład katalizatora wchodzi dilaurynian dibutyłowy (chemoutwardzalne) lub nadtlenek benzoilu (termoutwardzalne). W przypadku materiałów polimeryzujących w temperaturze pokojowej połączenie z tworzywem akrylowym uzyskuje się poprzez zastosowanie specjalnego primeru zawierającego w swym składzie rozpuszczalnik oraz polimer silikonowy z grupami metakrylowymi, które zostają wbudowane w strukturę polimetakrylanu metylu płyty protezy. W tworzywach utwardzanych pod wpływem wysokiej temperatury primerem jest γ -metakryloksypropylotrimetylosilan.

Materiały polimeryzujące pod wpływem ciepła posiadają lepsze właściwości mechaniczne oraz większą adhezję do tworzywa akrylowego niż preparaty utwardzane w temperaturze pokojowej. Pomimo zadowalającej elastyczności materiały silikonowe z upływem czasu tracą adhezję do płyty protezy, jak również stosunkowo łatwo dochodzi na ich powierzchni do kumulacji drobnoustrojów.



Ryc. 12. Aplikacja materiału podścielającego całkowitą protezę żuchwy.

Do materiałów polimeryzujących w temperaturze pokojowej należą między innymi: Cardex-Stabon (Cardex), Flexibase (Flexico Developments), Molosil (Molloplast-Regneri), Mucopren (Kettenbach), natomiast do utwardzalnych pod wpływem ciepła Mollplast B (Molloplast-Regneri), Per-Fit (Dental Products) oraz Flexor (Flexico Developments).

7.6. Tworzywo acetalowe

Tworzywo acetalowe jest produktem kopolimeryzacji formaldehydu i niewielkich ilości cyklicznych acetyli, który ze względu na pewne walory estetyczne, sprężystość i stosunkowo niski ciężar właściwy ($1,42 \text{ g/cm}^3$) może być w pewnych przypadkach materiałem zastępczym w stosunku do akrylanu. W oparciu o ocenę kliniczną trzeba jednak krytycznie odnieść się do informacji podawanych przez producentów, że z żywicy acetalowej można wykonywać protezy szkieletowe, protezy częściowe osiadające, klamry, płyty protez całkowitych, płyty aparatów ortodontycznych oraz szyny stabilizujące i elementy protetyczne na implantach. Są to raczej informacje natury komercyjno-reklamowej, których nie można traktować jako merytoryczne zalecenia. Z pewnością nie jest to materiał do wykonywania protez nieosiadających, a tym bardziej szkieletowych, choćby ze względu na jego 30% sprężystość. Byłaby to konstrukcja destabilizująca okluzję i stanowiąca zagrożenie traumatyzacją podłoża protetycznego w znacznie większym stopniu, niż po zastosowaniu sztywnego szkieletu wykonanego ze stopów chromowo-kobaltowych (sprężystość 6%). Dlatego stosowanie tego materiału należałoby ograniczyć tylko do zaopatrzenia tymczasowego lub konstrukcji hybrydowych, na przykład wykonując protezę składającą się z klasycznego szkieletu, który w przednim odcinku łuku zębowego ze względów estetycznych będzie zaopatrzony w klamry acetalowe w odpowiednio dobranym kolorze do zęba filarowego. Jednak także i w tym przypadku jest to rozwiązanie problematyczne, gdyż siła retencji klamer wykonanych z acetalu jest 6-krotnie mniejsza niż ich metalowych odpowiedników, więc aby zachować te same właściwości mechaniczne (co w stopach metali), acetalowe elementy retencyjne musiałyby posiadać o 23% większą średnicę. Ponadto z acetalu nie można wykonywać cierni oporowych ani klamer naddziąsłowych i z ramieniem powrotnym, lecz jedynie klamry proste niezależne, obustronnie aktywne, umieszczone głęboko w podcieniu, co w wyniku osiadania protezy spowoduje uraz tkanek przyzębia.

Dla celów praktyki dentystycznej tworzywo acetalowe produkowane jest w formie pastylek o 14 odcieniach podstawowych i 3 odcieniach imitujących kolor dziąsła. W technice dentystycznej proces przetwarzania żywicy acetalowej odbywa się metodą wtrysku termicznego pod ciśnieniem. Pastylki w odpowiednio dobranym kolorze umieszczane są w metalowej kapsule, którą ogrzewa się w komorze grzewczej urządzenia będącego połączeniem pieca z wtryskarką. Po uplastycznieniu tworzywa w temperaturze 220°C przez około 20 minut, tworzywo jest włączane w ciągu jednej minuty do puszkii polimeryzacyjnej pod ciśnieniem 5 barów. W celu olicowania akrylanem konstrukcje acetalowe piaskuje się tlenkiem glinu o średnicy ziarna $250 \mu\text{m}$, a następnie po-

krywa specjalnym klejem, który rozpuszcza powierzchniowe warstwy materiału. Dalsze etapy postępowania laboratoryjnego przebiegają w sposób konwencjonalny.

Do tworzyw acetalowych należą takie produkty, jak: Biocetal (ROKO), T.S.M. Acetal Dental (Pressing Dental), Flexite Acetal (Flexite) i Dur Acetal (Myerson).

7.7. Piśmiennictwo

1. Alves P.V., Lima Filho R.M., Telles E., Bolognese A.: Surface roughness of acrylic resins after different curing and polishing techniques. *Angel Orthod* 2007, 93, 372-377.
2. Arda T., Arıkan A.: An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt – chromium clasps. *J Prosthet Dent* 2005, 94, 267-274.
3. Brantley W.A., Eliades T.: Materiały ortodontyczne w ujęciu naukowym i klinicznym. Wydawnictwo Czelej, Lublin 2003.
4. Creig R.G.: Materiały Stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2008.
5. Combe E.C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Sanmedica, Warszawa 1997.
6. Faot F., Costa M.A., Del Bel Cury A.A., Garcia R.C.: Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *J Prosthet Dent* 2006, 96, 367-373.
7. Gołębiewska M.: Materiałoznawstwo Protetyczne. Akademia Medyczna w Białymstoku, Białystok 2003.
8. Gorman C.M., O'Sullivan M.: Fabrication and duplicate denture using visible light-polymerized resin as an interim denture based. *J Prosthet Dent* 2006, 96, 374-376.
9. Majewski S.: Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
10. Majewski S.: Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej. Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W, Kraków 2000.
11. Panek H.: Nowe technologie w protetyce stomatologicznej. Akademia Medyczna im. Piastów Śląskich, Wrocław 2006.
12. Sobolewska E.: Wpływ materiałów nowej generacji stosowanych w protetyce odtworczej na środowisko jamy ustnej. Rozprawa habilitacyjna. Wydawnictwo Pomorskiej Akademii Medycznej 2009.
13. Więckiewicz W.: Badania doświadczalne laboratoryjne i kliniczne najnowszych elastomerów silikonowych stosowanych do podścielania protez pooperacyjnych szczęki. Rozprawa habilitacyjna. Śląska AM, Katowice 2003.
14. Wilson H., Mc Lean J.W., Brown D.: Materiały stomatologiczne i ich kliniczne zastosowanie. Sanmedica, Warszawa 1995.

7.8. Pytania testowe

1. Środkiem, który zapobiega samorzutnej polimeryzacji płynu (monomeru) podczas jego przechowywania jest:
 - a) hydrochinon
 - b) glikol dimetakrylanu trójetylenowego
 - c) ftalany dibutyli
 - d) nadtlenuk benzoilu
 - e) dimetyloparatoluidyna
2. Temperatura wrzenia monomeru wynosi:
 - a) 100,0°C
 - b) 100,1°C
 - c) 100,2°C
 - d) 100,3°C
 - e) 100,4°C

CERAMIKA DENTYSTYCZNA

W wykonawstwie protez stosowane są różne rodzaje ceramiki dentystycznych i różne technologie ich przetwarzania. Pod względem składu chemicznego wyróżnia się następujące rodzaje ceramiki (porcelany) dentystycznej:

- ceramika skalenkowa na bazie krzemianu glinu (szpat polny),
- ceramika leucytowa na bazie glinokrzemianu potasu (leucyt),
- ceramika dioksydowo-litowa na bazie dioksydianu litu,
- ceramika szklana na bazie fluoroaminy czterokrzemowej (mika),
- ceramika na bazie tlenku glinu (III)
- ceramika na bazie ditlenku cyrkonu.

Natomiast ze względu na technologię ich użytkowego przetwarzania wyróżnia się ceramiki: spiekane, lane, tłoczone oraz przetwarzane w technologii CAD/CAM.

Ponadto ceramikę dentystyczną klasyfikuje się w zależności od temperatury topnienia jako:

- wysokotopliwą 1201-1450°C,
- średniotopliwą 1051-1200°C,
- niskotopliwą 870-1050°C
- oraz o najniższej temperaturze topnienia, tj. poniżej 870°C.

Wysoko- i średniotopliwa porcelana służy do produkcji zębów stosowanych w protezach ruchomych (wychodzą z użycia), natomiast ceramiki niskotopliwe do wykonawstwa wkładów, licówek, koron, mostów – zarówno na podbudowie metalowej, jak i w całości ceramicznych (ceramicznych). Ze względu na zbliżony współczynnik rozszerzalności termicznej do tytanu ceramika o najniższej temperaturze topnienia (poniżej 870°C) służy do licowania konstrukcji wykonanych ze stopów tytanu.

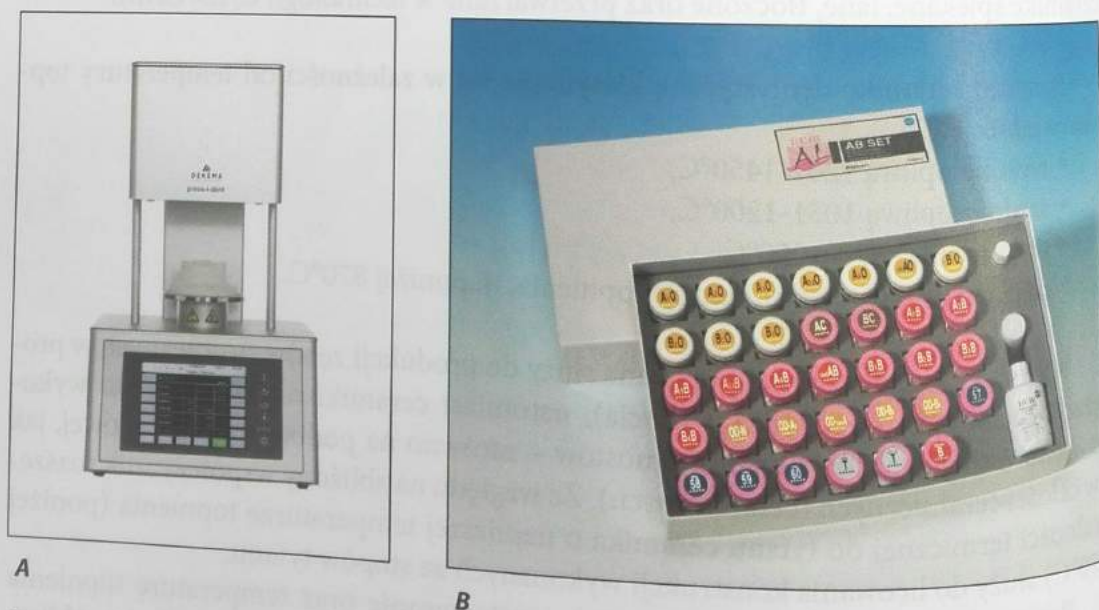
Bez względu na technikę wytwarzania, zastosowanie oraz temperaturę topnienia ceramiki dentystyczne zawierają dwie komponenty: krystaliczną (mineralną) i szklaną (szklaną). Pod względem chemicznym komponentę krystaliczną mogą tworzyć: szpat

polny, leucyt, dwukrzemian litu, mika, spinel, trójtlenek glinu lub dwutlenek cyrkonu, i w zależności od proporcjonalnej zawartości tych składników właściwości mechaniczne poszczególnych rodzajów ceramiek znacznie się od siebie różnią. Materiały do wykonywania uzupełnień w całości ceramicznych posiadają zwiększoną zawartość komponenty krystalicznej (od 35 do 99%), co polepsza ich właściwości mechaniczne.

8.1. Ceramika skalenkowa

Porcelana dentystyczna na bazie krzemu (krzemian glinu, skałen) była pierwszą ceramiką stosowaną do wykonawstwa uzupełnień protetycznych. Jest to połączenie kwarcu (SiO_2), krzemianu glinowo potasowego ($\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 6\text{SiO}_2$) oraz tlenku glinu (Al_2O_3). W skład wchodzi również (w niewielkich ilościach) tlenki itru i cyrkonu, które zmniejszają podatność na pęknięcia, oraz żelaza, chromu i cynku, zapewniające uzyskanie odpowiedniej barwy. Ceramika skalenkowa charakteryzuje się zadowalającą estetyką ze względu na zbliżoną do tkanek twardych zęba barwę oraz pewien stopień transparencji. Jej wadą jest mała wytrzymałość na zginanie (60-110 MPa), duża twardość ($> 6,5$ GPa wg Vickersa) i kruchość. Materiał posiada niejednorodną strukturę wewnętrzną składającą się z dwóch faz: fazy krystalicznej oraz fazy szklistej. Odmienne współczynniki rozszerzalności termicznej tych faz powodują, że podczas wypalania kurczą się one w różnym stopniu. Prowadzi to do znacznej koncentracji naprężeń na ich granicy, a w następstwie do mikropęknięć w wewnętrznej strukturze ceramiki, czego efektem klinicznym mogą być odpryski lub odłamywanie się fragmentów uzupełnienia protetycznego.

Ceramika skalenkowa jest używana do wykonawstwa licówek na słupkach z masy ogniotrwałej lub folii platynowej, licowania uzupełnień metalowo-ceramicznych i cera-



Ryc. 13. Piec do wypalania i tłoczenia ceramiki (A) oraz zestaw ceramiki do licowania na podstawie z trójtlenku glinu (B).

micznych oraz frezowania licówek, wkładów koronowych i pojedynczych koron w systemie CAD/CAM (System Cerek).

Badania prowadzone nad możliwością zwiększenia odporności ceramiki skaleniooroaminy czterokrzemowej zapobiega powstawaniu rozprzestrzeniających się pęknięć. Ceramiki modyfikowane (wzmacniane) w ten sposób są również określane jako ceramiki szklane.

8.2. Ceramika leucytowa

Ceramika leucytowa (na bazie leucytu, czyli glinokrzemianu potasu) jest zmodyfikowaną porcelaną skaleniową składającą się w 63% z ditlenku krzemu (SiO_2) i w 19% z tlenku glinu (III) (Al_2O_3) z dodatkiem tetragonalnych kryształów leucytu (glinokrzemian potasu – KAlSi_2O_6 lub $\text{K}_2\text{O} \cdot \text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 4\text{SiO}_2$) o wielkości ziarna 1-5 μm . Inkorporowane w szklistą matrycę kryształy leucytu zwiększają sprężystość, wytrzymałość na złamanie oraz tworzą barierę zapobiegającą rozprzestrzenianiu się powstających mikropęknięć. Gęstość takiego materiału wynosi 2,5 g/cm^3 , twardość 6,5 GPa w skali Vickersa, co sprawia, że w warunkach jamy ustnej posiada silne właściwości abrazyjne względem zębów przeciwstawnych. Wytrzymałość na zginanie rzędu 135 MPa pozwala jednak na wykonywanie pojedynczych koron, wkładów i licówek.

Ceramika leucytowa jest konfekcjonowana w formie pastylek, które po rozgrzaniu wtłacza się do formy wykonanej techniką traconego wosku. Woskowy model uzupełnienia protetycznego po zatopieniu w masie ogniotrwałej jest ogrzewany w piecu w celu wytopienia wosku, po czym rozgrzaną do temperatury 1180°C masę ceramiczną wtłacza się do formy ogniotrwałej pod ciśnieniem 3,5 bara. Po uwolnieniu z masy osłaniającej nadaje się indywidualny kształt i zabarwienie techniką malowania lub warstwową, czyli poprzez stopniowe nakładanie kolejnych warstw ceramiki licującej do uzyskania odpowiedniego kształtu anatomicznego z uwzględnieniem koloru. W końcowym etapie wykonawstwa uzupełnienie protetyczne poddawane jest procesowi glazurowania, który polega na pokryciu konstrukcji protetycznej przezroczystą warstwą ceramiczną, która po wypaleniu daje gładką, lśniąca powierzchnię podobną do występującej na zębach naturalnych. Glazurowanie zapewnia efekt estetyki i zwiększa wytrzymałość konstrukcji dzięki redukcji szkodliwych substancji na powierzchni ceramiki, które mogłyby inicjować pęknięcia. Ponadto glazura dzięki swej gładkości zapobiega kumulacji płytki bakteryjnej, co nie jest bez znaczenia z punktu widzenia profilaktyki.

8.3. Ceramika dikrzemowo-litowa

Głównym składnikiem fazy krystalicznej stanowiącym 60% jej objętości są ziarna dikrzemianu litu ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) o wielkości 0,5-4,0 μm . Ponadto mikrostrukturę komponenty mineralnej uzupełniają kryształy ortofosforanu litu o rozmiarach 0,1-0,3 μm .

Podstawowymi składnikami komponenty szklanej są ditlenek krzemu (57-80%) i tlenek litu (11-19%). W zależności od producenta oraz przeznaczenia ceramiki w skład wchodzi również tlenki potasu, fosforu, glinu, cynku i magnezu w ilościach 0-13% objętości materiału.

Stwierdzono, że pryzmatyczny kształt, niewielkie rozmiary i zwarta struktura kryształów dikrzemianu litu zwiększają wytrzymałość mechaniczną materiału oraz odporność na pęknięcia, a ścieralność tej ceramiki jest zbliżona do ścieralności tkanek twardych zębów naturalnych. Korzystne właściwości optyczne zapewnia współczynnik refrakcji kryształów dikrzemianu litu, który jest zbliżony do współczynnika matrycy szklanej, dlatego – pomimo dużej zawartości fazy krystalicznej – nie dochodzi do rozpraszania światła, lecz jego przechodzenia przez materiał w stopniu zbliżonym do naturalnego uzębienia. Ponadto zaletą ceramiki na bazie dikrzemianu litu jest ich duża wytrzymałość na zginanie (400 MPa) oraz odporność na złamania.

Ceramika dikrzemowo-litowa produkowana jest w postaci proszek-płyn, tabletek do tłoczenia oraz wstępnie skrzystalizowanych bloczków do frezowania w technologii CAD/CAM. Proszek ceramiczny w połączeniu z płynem tworzą zawiesinę, z której można wykonać licówki i wkłady na słupkach z masy ogniotrwałej oraz licować podbudowy zarówno wykonane ze stopów metali, jak i ceramiczne o odpowiednio dobranych współczynnikach rozszerzalności termicznej. Tabletki do tłoczenia służą do wykonawstwa licówek, wkładów, koron oraz trzyczłonowych mostów do drugiego zęba przedtrzonowego włącznie, a proces ich wytwarzania jest identyczny jak w przypadku ceramiki leucytowej. Natomiast z bloczków w systemach CAD/CAM można frezować podbudowy koron i mostów, które należy poddać procesowi krystalizacji w temperaturze 850°C przez okres 30 minut.

8.4. Ceramika szklana

Ceramika szklana składa się w 55% z fazy krystalicznej, którą tworzą czterokrzmiany fluoromiki (ang. *tetrasilicic fluoromica*) – $K_2Mg_5Si_8O_{24}F_4$ oraz 45% fazy szklistej. Kryształy układają się w charakterystyczny sposób, który przypomina konstrukcję „domku z kart”. Taka budowa powoduje, że w przypadku powstającego mikropęknięcia kryształy wzajemnie się blokują, nie dopuszczając do jego dalszego rozprzestrzeniania. Mechanizm ten przyczynia się w sposób znaczący do wzrostu wytrzymałości mechanicznej. Konstrukcje protetyczne wykonane z tego materiału posiadają zdolność pochłaniania światła odbitego z sąsiednich zębów, co daje tzw. efekt kameleona, polegający na samodostosowaniu się w jamie ustnej barwy uzupełnienia do zębów sąsiednich. Ze względu na bardzo małe rozmiary kryształów (1,0-4,0 μm) ceramikę taką cechuje niska abrazyjność względem zębów naturalnych. Traci ona jednak tę zaletę w przypadku, gdy jest licowana ceramiką skalenkową. Ceramika szklana posiada wytrzymałość na zginanie 115-125 MPa, moduł elastyczności 70 GPa oraz twardość 4,5 GPa w skali Vickersa. Ceramika jest dostarczana w postaci różnej wielkości prefabrykowanych kostek umieszczonych w szczelnie zamkniętych, jednorazowych tyglach odlewniczych. System

lanej ceramiki wymaga posługiwania się specjalną aparaturą w postaci urządzenia odlewniczego będącego połączeniem pieca z wirówką oraz pieca do ceramizacji.

Wymodelowana w wosku konstrukcja zaopatrzona w kanał odlewniczy zatapia się w temperaturze 900°C i trwa 30 minut, natomiast temperatura odlewania wynosi 1370°C. Odlany obiekt jest przezroczysty i musi być poddany ceramizacji w temperaturze 1075°C przez okres 10 godzin. Proces ten powoduje częściową krystalizację kryształów miki, co prowadzi do redukcji przezroczystości materiału, wzrost wytrzymałości na zginanie oraz zwiększenie odporności na mikropęknięcia. Ewentualne niedokładności można usunąć za pomocą masy korekcyjnej. Indywidualną charakterystykę uzupełnienia protetycznego uzyskuje się techniką malowania. Ceramika szklana znajduje zastosowanie w wykonawstwie wkładów koronowych, licówek i koron pojedynczych w przednim odcinku łuku zębowego. Do osadzania wykonanych konstrukcji na zębach filarowych powinno się stosować przezroczyste cementy kompozytowe z mikrowypełnierzami. W celu wzmocnienia połączenia z tkankami twardymi zęba należy wytrawić wewnętrzną powierzchnię uzupełnienia protetycznego kwasem fluorowodorowym, a następnie poddać procesowi silanizacji.

Ze względu na duży odsetek niepowodzeń sięgający blisko 30% w pierwszych 3 latach użytkowania protez stałych ten typ ceramiki stopniowo wychodzi z użycia.

8.5. Ceramika na bazie tlenku glinu (III)

Właściwości ceramiki dentystycznej na bazie tlenku glinu (III) są zróżnicowane i zależą przede wszystkim od procentowej zawartości tego związku w materiale.

Ceramika tlenkowo-glinowa infiltrowana szkłem (In-Ceram Alumnia)

Ceramika jest dostarczana w postaci proszku, który zawiera: Al_2O_3 – 82%, La_2O_3 – 12%, SiO_2 – 4,5% oraz CaO – 0,8%. Ziarna tlenku glinu (III) o rozmiarach 0,5-3,5 μm są rozmieszczone równomiernie w szklanej osnowie. Mechanizm wzmocnienia ceramiki oparty jest na tzw. efekcie mostkowania, który polega na tym, że pęknięcie, napotykając na bardzo twarde i gęsto ułożone ziarna, omija je, przez co wydłuża się droga, którą pokonuje, co z kolei jest związane z utratą energii i w efekcie zablokowaniem pęknięcia. Materiał ten charakteryzuje się wysoką wytrzymałością na zginanie 350-600 MPa, modułem elastyczności o wartości 267 GPa, twardością w skali Vickersa 11,5 GPa oraz gęstością 3,8 g/cm³. Konstrukcje protetyczne wykonane z tej ceramiki charakteryzują się odpornością na złamanie wynoszącą 930-1168 N.

Technologię przetwarzania infiltrowanej szkłem ceramiki glinowej opracowano pod kątem jej zastosowania do wykonywania pojedynczych koron oraz mostów o krótkim prześle. Wykonawstwo konstrukcji protetycznych polega na tym, że na słupek z masy ogniotrwalej nanosi się gęstą zawiesinę tlenku glinu (III), która adsorbuje płyn z papki porcelanowej, prowadząc do jej kondensacji. Następnie przeprowadza się proces spiekania w temperaturze 1120°C przez 4 godziny, co powoduje sklejenie ziaren jedynie na małych obszarach, a przez to występujący skurcz jest stosunkowo niewielki. Po nadaniu

podbudowie właściwego kształtu przeprowadza się proces infiltracji płynnym szkłem lantanowym o odpowiednio dobranej barwie w temperaturze 1110°C przez kolejne 4 godziny. Na skutek penetracji szkła w uprzednio porowatą strukturę tlenku glinu (III) powstaje zbita struktura krystaliczna cechująca się wysoką odpornością na złamanie oraz wysokim modułem elastyczności. Po usunięciu nadmiarów szkła podbudowę licuje się konwencjonalną ceramiką niskotopliwą o odpowiednio dobranym współczynniku rozszerzalności cieplnej, co w rezultacie daje konstrukcje o dużej wytrzymałości i akceptowalnej estetyce. Materiałem tego typu jest In-Ceram Alumnia (Vita).

Ceramika tlenkowo-glinowa infiltrowana szkłem zawierająca spinel (In-Ceram Spinell)

Proces wykonawstwa uzupełnień protetycznych jest podobny jak w przypadku ceramiki In-Ceram Alumnia, z tą różnicą, że podbudowę wykonuje się z glinianu magnezu (*spinell magnezu*) $MgAl_2O_4$. Ze względu na mniejszą zawartość tlenku glinu (III) materiał posiada większą przezierność, co pozwala uzyskać zadowalający efekt estetyczny. Jednak z uwagi na zredukowaną wytrzymałość mechaniczną (wytrzymałość na zginanie wynosi 325-410 MPa) materiał ten nie nadaje się na rekonstrukcje w bocznych odcinkach łuku zębowego. Do tej grupy ceramik należy In-Ceram Spinell (Vita).

Ceramika tlenkowo-glinowa infiltrowana szkłem zawierająca cyrkon (In-Ceram Zirconia)

Materiał posiada podobny skład chemiczny jak In-Ceram Alumnia, z tą różnicą, że 33% (wagowo) stanowi stabilizowany itrem tetragonalny ditlenek cyrkonu. W przeciwieństwie do In-Ceram Spinell ceramika ta charakteryzuje się małą przeziernością, natomiast dużą wytrzymałością na zginanie w zakresie 476-630 MPa, dlatego nadaje się do wykonawstwa uzupełnień protetycznych w bocznych odcinkach łuku zębowego. Do tej grupy materiałów należy In-Ceram Zirconia (Vita).

Ceramika na bazie czystego tlenku glinu (Procera AllCeram)

Ceramika ta jest monofazą, gdyż składa się w 99,9% z kryształów czystego Al_2O_3 , krystalizującego w układzie heksagonalnym. Przeciętna wielkość ziaren kryształów wynosi 4,0 μm . Materiał ten charakteryzuje duża gęstość, co oznacza, że praktycznie nie zawiera mikroporów i posiada dużą wytrzymałość mechaniczną, lecz jednocześnie małą transparencję. Wytrzymałość na zginanie osiąga wartość 600-687 MPa, moduł elastyczności 380 GPa, twardość 15 GPa w skali Vickersa, a gęstość wynosi 4,0 g/cm^3 .

Z ceramiki na bazie tlenku glinu (III) przeznaczone są do wykonywania podbudowy pod korony i mosty według technologii CAD/CAM. W tym celu segment modelu skanuje się, za pomocą skanera 3D, który umożliwia rejestrację obrazu w trzech wymiarach, a następnie projektuje się podbudowy z uwzględnieniem linii wyznaczającej brzeg uzupełnienia oraz jego grubość. Kompletny pakiet danych cyfrowych przesyła się za pomocą Internetu do centralnego laboratorium, gdzie z bloczków trójtlenku glinu frezowana jest kopia korony lub mostu. W celu likwidacji skurczu powstającego podczas procesu spiekania wyfrezowana podbudowa jest większa od oryginału o około 20%.

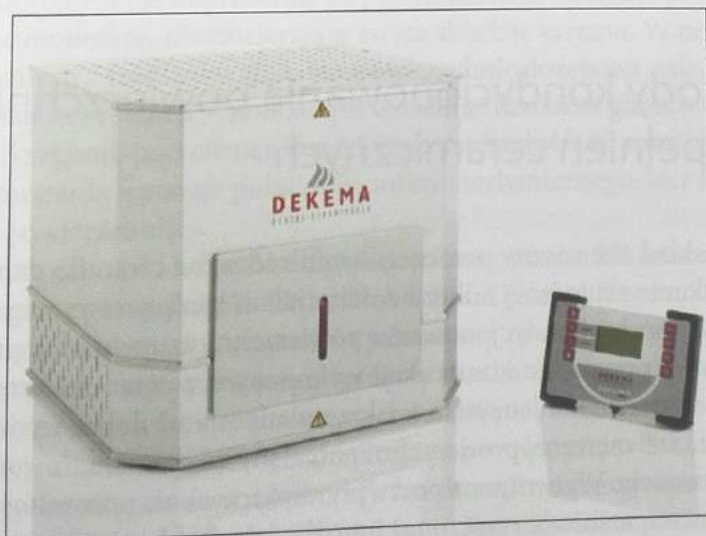
Synteryzacja przeprowadzana jest w temperaturze 1600-1700°C, co poprzez kompresję przestrzeni międzykrystalicznych daje dużą wytrzymałość mechaniczną konstrukcji. Na bazie tak sporządzonej podbudowy z trójtlenku glinu w pracowni technicznej indywidualnie modeluje się koronę lub most z użyciem ceramiki skalenkowej o odpowiednio dobranym współczynniku rozszerzalności termicznej.

Tego typu materiałem jest Procera AllCeram (Vita).

8.6. Ceramika na bazie ditlenku cyrkonu

Ditlenek cyrkonu jest związkiem polimorficznym występującym w trzech formach krystalograficznych. W temperaturze poniżej 1170°C krystalizuje w układzie jednoskośnym (monocyklicznym), w zakresie temperatur pomiędzy 1170°C a 2370°C przyjmuje postać tetragonalną, natomiast w przedziale 2370°C a 2716°C formę cylindryczną (kubiczną), zaś powyżej temperatury 2716°C ulega stopieniu.

W protetyce ditlenek cyrkonu jest używany do wykonawstwa wkładów koronowo-korzeniowych oraz podbudów protez stałych. Właściwości wytrzymałościowe tego materiału są związane z transformacją z metastabilnej fazy tetragonalnej do stabilnej fazy jednoskośnej pod wpływem pojawiającego się naprężenia. Procesowi temu towarzyszy miejscowy wzrost objętości ziaren w granicach 3-5%, powodując blokadę rozprzestrzeniających się naprężeń w strefie przemiany. Stąd ten rodzaj transformacji jest często w literaturze określany jako „transformacja wzmacniająca” lub „indukowana naprężeniem” i jest to szczególnie mechanizm powodujący uzyskanie korzystnych właściwości mechanicznych ditlenku cyrkonu. Tego typu transformacje można również indukować poprzez zastosowanie obróbki strumieniowo-ściernej, pod wpływem której dochodzi do powstania takiej strefy na głębokości około 0,3 μm . W celu utrzymania zadowalających właściwości fazy tetragonalnej również w temperaturze pokojowej dodaje się tlenki itru, ceru lub wapnia. We współczesnych ceramikach przeznaczonych do



Ryc. 14. Piec do syntetyzacji (Austromat).

frezowania ditlenek cyrkonu jest stabilizowany 3 molami procentowymi itru, stąd bywa określany w literaturze jako 3Y-TZP (ang. *yttrium stabilized tetragonal zirconia polycrystals*). Jest to materiał charakteryzujący się dużą twardością wynoszącą 13 GPa w skali Vickersa, wytrzymałością na zgniatanie (1200-1400 MPa) i rozciąganie (7-10 MPa) oraz gęstością około 6 g/cm³.

Ditlenek cyrkonu używany do wykonywania uzupełnień protetycznych w procesie frezowania jest dostępny w dwóch postaciach. Pierwsza z nich to postać sprasowanych blozków wyglądem i właściwościami przypominających twardą kredę, które po zakończeniu frezowania należy poddać procesowi synteryzacji, czyli wielostopniowego spiekania (w temperaturze 1600-1700°C), podczas którego forma konstrukcji protetycznej większa o ok. 1/3 od żądanej wielkości docelowej (proporcje są obliczane komputerowo) ulega zmniejszeniu do zaplanowanej wielkości, co następuje poprzez kompresję przestrzeni międzykrystalicznych (materiał uzyskuje dużą wytrzymałość mechaniczną). Wersja druga to bloczki zsynteryzowane, które są bardzo twarde i nie wykazują skurczy podczas procesu spiekania.

Większość niepowodzeń w pracy z ceramiką cyrkonową nie jest związana z właściwościami samego materiału, ale jest wynikiem zastosowania niewłaściwych technologii zarówno w procesie przygotowań laboratoryjnych, jak i w poszczególnych etapach pracy klinicznej. Aby ich uniknąć, konieczne jest opracowywanie wykonanych uzupełnień protetycznych za pomocą końcówki turbinowej z chłodzeniem wodnym oraz drobnoziarnistych wiertel diamentowych. Szlifowanie cyrkonu „na sucho” narzędziami o grubym nasypie jest wprawdzie szybsze, lecz wytwarza podczas obróbki dużą ilość energii cieplnej, a wyzwane naprężenia prowadzą do przegrzania materiału i powstania licznych defektów jego struktury. Jest to efekt gwałtownych zmian współczynnika rozszerzalności cieplnej w obrębie przegrzanego miejsca, co w gotowych produktach może skutkować odpryskiwaniem ceramiki licującej lub pękaniem podbudowy cyrkonowej.

Materiałami tego typu są: Cercon Base i Cercon ht (Degu Dent), Lava (3M ESPE), Procera All Zircon (Nobel Biocare), DC-Zirkon (Austenal), IPS e.max Zir CAD (Ivoclar Vivadent), Everest Z-Blank i Everest ZS-Blank (KaVo).

8.7. Metody kondycjonowania powierzchni uzupełnień ceramicznych

Odmienny skład chemiczny poszczególnych rodzajów ceramiki dentystycznej powoduje, że uzyskanie skutecznej adhezji z materiałem łączącym wymaga zastosowania odpowiedniego sposobu kondycjonowania powierzchni uzupełnienia przylegającej do zęba filarowego. W przypadku konstrukcji wykonanych z ceramiki krzemowej (skale-niowa, szklana, wzmacniana leucytem i dikrzemianem litu) dobre wyniki uzyskuje się metodą trawienia wewnętrznej powierzchni porcelany kwasem fluorowodorowym (HF) z następową silanizacją. Wytworzone pod wpływem trawienia porowatości powierzchni (która jest też równocześnie oczyszczona) umożliwiają uzyskanie mikromechanicznego połączenia z cementem łączącym. Uzyskany w wyniku trawienia wzór retencyjny jest

uzależniony na jej powie na powierzo a tym samy sie trawieni kwasu i zd w obojętny 3 minut. Po ną powierz mikroreten równomier ność wytra w przypad

Stosow uzupełnier mowej nie to możliw

W celu cą a wytra sowi silan krzemoor grupy fun etapach. V powierzch gim nator ulegają hy ne i wod wchodzą

W pr sem fluor ły te, stan stałych w skania za 50 µm pr nie tylko cza i akty

W pr wierzchr Bond jes produce Materiał ra po sy powierzchn rokości kompoz

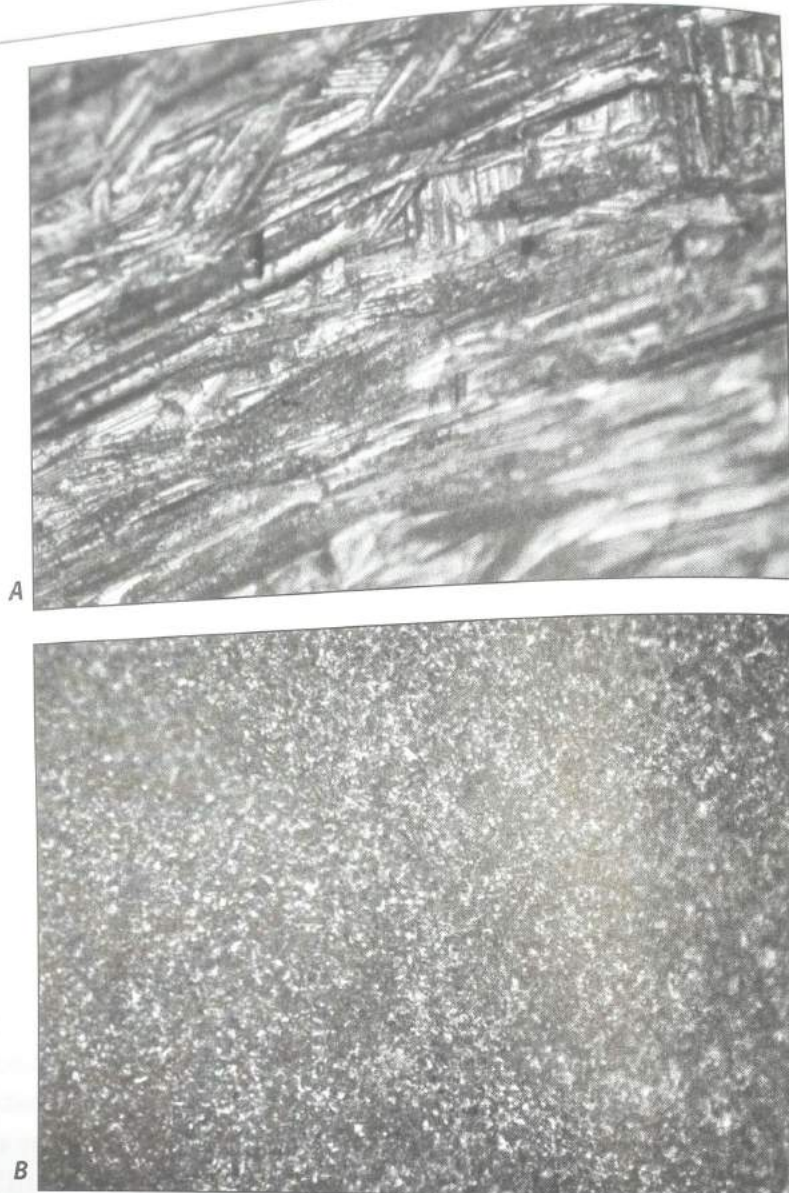
uzależniony nie tylko od rodzaju ceramiki, lecz także od czasu i stężenia aplikowanego na jej powierzchnię kwasu fluorowodorowego. Wraz z wydłużaniem czasu trawienia na powierzchni ceramiki krzemionkowych pojawia się większa ilość chropowatości, a tym samym wzór trawienia staje się bardziej retencyjny. Po zakończonym procesie trawienia opracowywane uzupełnienia protetyczne należy oczyścić z pozostałości kwasu i zdemineralizowanych soli krzemowo-fluorowych za pomocą ultradźwięków w obojętnym roztworze detergentu lub w 96% alkoholu izopropylowym przez okres 3 minut. Pominięcie tej czynności może zakłócać proces wiązania pomiędzy wytrawioną powierzchnią ceramiki a silanem, ze względu na obecność fluoru w zagłębieniach mikroretencyjnych. O poprawności przeprowadzonego trawienia świadczy powstanie równomiernie nieprzezierniej powierzchni ceramiki. Testem sprawdzającym skuteczność wytrawienia może być naniesienie kropli wody na powierzchnię porcelany, która w przypadku właściwego wytrawienia ceramiki rozplywa się, nie pozostawiając plam.

Stosowana powszechnie w kondycjonowaniu dozębowej powierzchni metalowych uzupełnień protetycznych obróbka strumieniowo-ścierna w przypadku ceramiki krzemowej nie jest polecana ze względu na znaczną jej abrazję w trakcie tego procesu i przez to możliwość inicjacji mikropęknięć.

W celu uzyskania zadowalającego połączenia chemicznego pomiędzy żywicą łączącą a wytrawioną ceramiką konieczne jest poddanie porcelanowej powierzchni procesowi silanizacji. W tym celu nanosi się na jej powierzchnię silan, który jest związkiem krzemooorganicznym (3-metakryloksypropylotrimetoksylsilan) posiadającym dwie grupy funkcyjne: metakrylową i metoksyłową. Proces silanizacji przebiega w dwóch etapach. W pierwszym z nich silan zostaje przekształcony w silanol, który tworzy na powierzchni nieorganicznego substratu powłokę o grubości od 5 do 20 nm. W drugim natomiast pod wpływem temperatury lub katalizatora grupy metoksyłowe ($-OCH_3$) ulegają hydrolizie do grup hydroksylowych ($-OH$), które poprzez wiązania kowalencyjne i wodorowe łączą się z nieorganicznym substratem. Natomiast grupy metakrylowe wchodzi w reakcję z analogicznymi grupami cementu kompozytowego.

W przypadku ceramiki na bazie tlenku glinu (III) i ditlenku cyrkonu trawienie kwasem fluorowodorowym nie doprowadzi do powstania mikroretencji, ponieważ materiały te, stanowiąc monofazę, nie zawierają w swym składzie krzemu. W przypadku protez stałych wykonanych z trójtlenku glinu ich powierzchnię dozębową należy – w celu uzyskania zadowalającej retencji – poddać piaskowaniu tlenkiem glinu o średnicy ziarna $50\text{ }\mu\text{m}$ przez 15 sekund, pod ciśnieniem 2,5 bara z odległości 10 mm, co przyczynia się nie tylko do powstania lepszego połączenia mikromechanicznego, lecz również oczyszcza i aktywuje powierzchnię.

W przypadku ceramiki na bazie ditlenku cyrkonu można dokonać modyfikacji powierzchni za pomocą materiału Zi Unite/Nobel Bond (Nobel Biocare, Szwecja). Nobel Bond jest mieszaniną proszku ceramiki cyrkonowej oraz (niesprecyzowanego przez producenta) preparatu wytwarzającego retencję mechaniczną w postaci mikroporów. Materiałem tym pokrywa się dozębową powierzchnię wyfrezowanej podbudowy, która po syntetyzacji charakteryzuje się szorstkością i porowatością. Tak kondycjonowana powierzchnia cyrkonu posiada wygląd „rafy koralowej” z mikroporowatościami o średnicy $7,3\text{--}10,4\text{ }\mu\text{m}$ oraz głębokości $1,6\text{--}26,24\text{ }\mu\text{m}$. Pozwala to na penetrację cementów rocznie $7,3\text{--}10,4\text{ }\mu\text{m}$ oraz głębokości $1,6\text{--}26,24\text{ }\mu\text{m}$. Pozwala to na penetrację cementów rocznie $7,3\text{--}10,4\text{ }\mu\text{m}$ oraz głębokości $1,6\text{--}26,24\text{ }\mu\text{m}$. Jednak ten sposób przygotowania cyrkonowych do wytworzonych zagłębień. Jednak ten sposób przygotowania cyr-



Ryc. 15. Powierzchnia cyrkonu po obróbce wiertłem drobnoziarnistym (A) i po piaskowaniu trybochemicznym Co-Jet (B) (pow. x 300).

konu jest obecnie w fazie doświadczeń kliniczno-laboratoryjnych i wyciągnięcie ostatecznych wniosków odnośnie do przydatności klinicznej będzie możliwe po uzyskaniu wyników tych badań.

Innym sposobem poprawy trwałości wiązania pomiędzy ceramiką cyrkonową a żywicami kompozytowymi jest kliniczny odpowiednik metody Silicoauter, znany jako Pyrosil-Pen lub Silano-Pen. Jest to palnik gazowy wielkości wiecznego pióra napelniany mieszaniną butanu z tetraetoksylanem. Po otworzeniu palnika mieszanka gazowa zawierająca silan zostaje zapalona przez urządzenie piezoelektryczne, po czym płomień zostaje skierowany na powierzchnię metalu lub ceramiki przez 5 sek/cm². Pod wpływem płomienia zawarty w gazie silan osadza się w postaci warstwy krzemianowej na powierzchni substratu. Tak przygotowaną powierzchnię powleka się preparatem Sur A Link (3-metakryloyloksypropylotrimetoksylan w roztworze organicznym), który chemicznie łączy się zarówno z warstwą krzemianową, jak i aplikowanym w dalszej kolejności materiałem łączącym.

Biorąc jednak pod uwagę możliwość uzyskania chemicznego połączenia pomiędzy cyrkonową strukturą a materiałem łączącym, korzystniejsze wydaje się zastosowanie systemu trybochemicznego Co-Jet (3M Espe, Niemcy). W systemie tym ziarna tlenku glinu wzbogaconego dwutlenkiem krzemu (wynoszące zaledwie 30 μm) powodują jedynie powierzchowne schropowacenie struktury cyrkonu, a wbudowanie w warstwę cyrkonu dwutlenku krzemu prowadzi do powstania grup Si-OH łączących się chemicznie poprzez wiązania kowalencyjne z hydrofilnymi grupami silanu nałożonego na wypiskowaną powierzchnię. Jednocześnie jego grupy hydrofobowe tworzą trwałe połączenie z analogicznymi grupami cementu kompozytowego. Praktyka potwierdza, że użycie systemu Co-Jet wraz z następową silanizacją znacznie poprawia siłę wiązania ceramiki cyrkonowej z cementami kompozytowymi.

8.8. Połączenia metal-ceramika

Uzupełnienia ceramiczne charakteryzują się zadowalającą estetyką i biozgodnością, jednak wysokie koszty ich wytwarzania powodują, że nadal najczęściej stosowaną techniką wykonawstwa protez stałych jest napalanie ceramiki na podbudowę metalową. Wymaga to wcześniejszego wymodelowania i odlania podbudowy metalowej ze specjalnie w tym celu produkowanych stopów (szlachetnych lub nieszlachetnych). W procesie laboratoryjnego wykonawstwa uzupełnień protetycznych tego typu (metalowo-ceramicznych) problemem klinicznym jest uzyskanie trwałego połączenia ceramiki ze stopem metalu. Na skuteczność tego połączenia mają wpływ takie czynniki, jak:

- zagłębienia mikroretencyjne (połączenie mechaniczne),
- warstwa tlenków (połączenie chemiczne),
- różnica kurczliwości obu materiałów (naprężenie ściskające).

W celu stworzenia warunków do adhezji i mechanicznego zablokowania ceramiki na powierzchni podbudowy wykonanej ze stopu metalu stosuje się obróbkę strumieniowo-ścierną (piaskowanie) tlenkiem glinu o średnicy ziarna 110 μm . Z jednej strony proces ten poprzez wytworzenie mikroretencyjnych zagłębień zwiększa rzeczywistą powierzchnię kontaktu pomiędzy obydwoma materiałami, z drugiej natomiast aktywuje powierzchnię stopu, co obniża kąt kontaktu i poprawia zwilżalność, stwarzając korzystne warunki do tworzenia wiązań chemicznych (pomiędzy metalem a ceramiką).

W celu uzyskania możliwości wytworzenia się między powierzchniami wiązań chemicznych przed napaleniem ceramiki podbudowa metalowa musi być poddana procesowi oksydacji, w trakcie którego powierzchnia stopu pokrywa się cienką warstwą tlenków (< 15 μm). Wówczas podczas wypalania tlenki metali dyfundują do topiącej się masy ceramicznej i łączą się z obecnymi w niej tlenkami krzemu. Występuje też proces odwrotny, polegający na dyfuzji tlenków z ceramiki do powierzchniowych warstw stopu, co w efekcie zapewnia trwałe chemiczne połączenie obu materiałów. W wyniku nie- przestrzegania zaleceń producentów, braku odpowiedniej kalibracji pieca do wypalania ceramiki oraz niewłaściwej obróbki mechanicznej podbudowy metalowej wytworzona

TABELA 8.1. Wybrane właściwości fizykochemiczne różnych rodzajów ceramiki dentystycznej

Rodzaj ceramiki	Twardość Vickers (GPa)	Moduł elastyczności (GPa)	Wytrzymałość na zginanie (Mpa)	Współczynnik rozszerzalności cieplnej (WRC)
Skaleniowa	> 6,5	60	105	$13,9-14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Leucytowa	6,5	65	135	$13,9-14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Dikrzemowo-litowa	5,3	105	306-400	$13,9-14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Szklana	4,5	70	115-125	$13,9-14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Glinowa infiltrowana szkłem	11,5	267	350-600	$7,2-92 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Glinowa z cyrkonem	10,5	240	476-630	$7,2-92 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Czysty tlenek glinu	15	283-380	600-687	$7,2-92 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$
Cyrkonowa	13	210-240	900-1200	$8,8-7,9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$

na powierzchni stopu warstwa tlenków jest wadliwa, np. zbyt gruba, co jest przyczyną późniejszych odprysków ceramiki. Ponadto w przypadku stopów nieszlachetnych nadmiar tlenków zostaje rozpuszczony w topiącej się ceramice, powodując jej przebarwienia, zwłaszcza w cienkich warstwach przyszyjkowych. W innych przypadkach wytworzona warstwa oksydacyjna może być zbyt mała, co dotyczy głównie stopów wysokoszlachetnych i szlachetnych topionych w zbyt wysokiej temperaturze, która wypala ze stopu pierwiastki utleniające, jakimi są gal, ind i cyna. Z tych samych powodów nie powinno się używać powtórnie stopów, które już wcześniej były poddawane procesowi topienia.

W celu zapewnienia trwałego połączenia stopu metalu-ceramika obydwa materiały powinny posiadać zbliżone wartości współczynników rozszerzalności cieplnej (WRC). Większość ceramiek służących do licowania stopów metali posiada współczynnik rozszerzalności cieplnej w zakresie $13,0-14,0 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$, natomiast współczynnik kompatybilnych z ceramiką stopów wynosi $13,5-14,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$. Najkorzystniejsza sytuacja ma miejsce wówczas, gdy współczynnik ekspansji termicznej podbudowy metalowej jest wyższy o $0,5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ od napalanej na jego powierzchni ceramiki. Oznacza to, że podczas procesu chłodzenia stop kurczy się nieznacznie silniej niż ceramika, w której indukowane są stałe naprężenia ściskające (kompresja rezydualna). Konsekwencją tego jest mniejsza podatność ceramiki na indukowane przez obciążenia zgryzowe naprężenia rozciągające, które inicjują pęknięcia. Drugą przyczyną niepowodzeń w procesie wykonawczym konstrukcji metalowo-ceramicznych jest niezachowanie różnicy między temperaturą topnienia stopu (wyższą) a temperaturą wypalania nakładanej na ten stop porcelany. Jest to konieczne dla zapewnienia nienaruszalności podbudowy metalowej w trakcie wielokrotnego wypalania kolejnych warstw ceramiki. Dlatego temperatura topnienia stopu musi być wyższa o $150-200^{\circ}\text{C}$ od temperatury wypalania masy ceramicznej.

Ze względu na znaczne różnice pomiędzy współczynnikami: rozszerzalności cieplnej, odmiennymi temperaturami topnienia i wypalania dostępnych na rynku stopów

metali i mas ceramicznych służących do ich licowania, przy wyborze materiałów należy kierować się zaleceniami producentów, gdyż nie każdy stop może być stosowany z każdym rodzajem ceramiki.

8.9. Dobór ceramiki do typu wykonywanej konstrukcji – uwarunkowania techniczne i wskazania kliniczne

Wybór odpowiedniego rodzaju ceramiki dentystycznej dla określonego przypadku klinicznego zależy nie tylko od właściwości fizykomechanicznych materiału i rodzaju planowanego uzupełnienia protetycznego (licówka, wkład, korona, most), lecz również od takich czynników, jak:

- okolica jamy ustnej, w której ma zostać wykonana konstrukcja protetyczna (przedni lub boczny odcinek łuku zębowego) oraz wielkość obciążeń okluzyjnych wywołanych w tym obszarze, w tym obciążeń parafunkcyjnych,
- rozległość uzupełnienia – ilość członów mostu, zależna od rozległości braków i ich rozmieszczenia,
- występujące parafunkcje,
- kolor zęba i występujące przebarwienia kikuta filarowego.

Ze względu na obciążenia zgryzowe trwałość uzupełnień jednolicie ceramicznych jest uzależniona od położenia zęba w łuku (przedni lub boczny odcinek łuku zębowego), lepsze rezultaty uzyskuje się w przypadku protez stałych osadzonych na zębach przednich niż na zębach bocznych. Wynika to z obciążeń, jakie są generowane w tych obszarach jamy ustnej podczas funkcji odgryzania i żucia pokarmów. Wielkość sił wywołanych w obrębie zębów przednich (siekacze, kły) wynosi 250-300 N, natomiast w odcinku bocznym łuku zębowego 500-850 N i wzrasta w przypadku współistniejących parafunkcji, a zwłaszcza bruksizmu (> 1000 N). Dlatego bruksizm jest uznawany za czynnik ryzyka w przypadku stosowania ceramicznych protez stałych.

Z tych względów w bocznym odcinku łuku zębowego w przypadkach mostów krótkich (3 członów) i braku parafunkcji najbardziej korzystne jest zastosowanie ceramiki na bazie ditlenku cyrkonu stabilizowanej itrem, która wytrzymuje obciążenia okluzyjne do 2500 N. Natomiast w przypadku mostów długich (powyżej 4 członów) i/lub klinicznie stwierdzonym bruksizmie zaleca się konstrukcje protetyczne na podbudowie ze stopów metali (metalowo-ceramiczne).

Kolor zęba naturalnego pochodzi z warstw szkliwa i zębiny, które cechują się różną adsorpcją światła. Uzupełnienia metalowo-ceramiczne charakteryzują się dobrą wytrzymałością mechaniczną, jednak nie odtwarzają w pełni estetycznych walorów uzębienia naturalnego. Jednolicie ceramiczne uzupełnienia protetyczne odznaczają się dobrymi walorami estetycznymi, które sprawiają, że zyskują one coraz większą popularność. Wykonując rekonstrukcje ceramiczne, należy brać pod uwagę kolor zęba filarowego, a zwłaszcza występujące przebarwienia, które w przypadku uzupełnień wykonanych z ceramiki na bazie szpatu polnego, fluoromiki, leucytu lub dioksydianu litu mogą nie

TABELA 8.2. Dobór rodzaju ceramiki do typu wykonywanej konstrukcji protetycznej w przednim odcinku łuku zębowego

Rodzaj protezy stałej	Parafunkcje	Rodzaj materiałów
Korona	Brak	Ceramika skaleniowa Ceramika dioksydowo-litowa Tlenek glinu (III) Ditlenek cyrkonu
Korona	Bruksizm	Stop metalu-ceramika
Most – 3 członów	Brak	Ceramika dioksydowo-litowa Tlenek glinu (III) Ditlenek cyrkonu
Most – 3 członów	Bruksizm	Stop metalu-ceramika
Most – powyżej 4 członów	Brak	Ditlenek cyrkonu
Most – powyżej 4 członów	Bruksizm	Stop metalu-ceramika
Most adhezyjny	Brak	Ditlenek cyrkonu
Most adhezyjny	Bruksizm	Stop metalu-ceramika
Licówka	Brak	Ceramika skaleniowa Ceramika leucytowa Ceramika dioksydowo-litowa Tlenek glinu (III) Ditlenek cyrkonu
Licówka	Bruksizm	Wykonanie korony

Uwaga praktyczna! W przypadku silnych przebarwień zębów filarowych i braku parafunkcji wskazana jest konstrukcja protetyczna z ditlenku cyrkonu, natomiast przy współistniejącym bruksizmie zaleca się uzupełnienie metalowo-ceramiczne, po uprzednim zastosowaniu metod zmierzających do eliminowania zaburzeń parafunkcyjnych i obniżenia nadmiernych napięć mięśni żwaczowych.

zostać w pełni zamaskowane, ze względu na dużą przezierność tych materiałów. W takich przypadkach należy rozważyć możliwość wykonania konstrukcji protetycznej na podbudowie z ceramik monofazowych [ditlenek cyrkonu, tlenek glinu (III)] lub stopów metali.

Odsetek niepowodzeń (mechaniczne uszkodzenia ceramiki) w użytkowaniu jednolite ceramicznych protez stałych w 5-letnim okresie obserwacji wynosi dla licówek 3,0-4,0%, dla koron 3,6-7,0%, natomiast dla mostów 5,6-13,6% (trwałość uzupełnień metalowo-ceramicznych 2,3-8,0%). Przeważająca większość uszkodzeń dotyczy konstrukcji wykonanych z ceramiki InCeram Alumina, InCeram Spinell i Dicor. Dlatego przy wyborze materiału ceramicznego należy kierować się nie tylko względami estetycznymi, lecz również właściwościami wytrzymałościowymi, a przede wszystkim okolicznościami jamy ustnej i wielkością wyzwalanych w niej sił żucia (przedni czy boczny odcinek łuku zębowego).

TABELA 8.3. Dobór rodzaju ceramiki do typu wykonywanej konstrukcji protetycznej w bocznym odcinku łuku zębowego

Rodzaj protezy stałej	Parafunkcje	Rodzaj materiału
Korona	Brak	Ditlenek cyrkonu
Korona	Bruksizm	Stop metalu-ceramika
Most – 3 człony	Brak	Ditlenek cyrkonu
Most – 3 człony	Bruksizm	Stop metalu-ceramika
Most – powyżej 4 członów	Brak	Stop metalu-ceramika
Most – powyżej 4 członów	Bruksizm	Stop metalu-ceramika
Most adhezyjny	Brak	Ditlenek cyrkonu
Most adhezyjny	Bruksizm	Stop metalu-ceramika
Wkład koronowy	Brak	Ditlenek cyrkonu
Wkład koronowy	Bruksizm	Stop metalu-ceramika

8.10. Piśmiennictwo

1. Al-Amleh B., Lyons K., Swain M.: Clinical trials in zirconia: A systematic review. *J Oral Rehab* 2010, 37, 641-652.
2. Borges G.A., Sophr A.M., Goes M.F., Sobrinho L.C., Chan D.C.N.: Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 2003, 89, 479-488.
3. Bottino M.C., Valandro L.F., Amaral R., Bottino M.A., Ussui V. et al.: Adhesive durability of phosphate monomer resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater* 2010, 26, 149-150.
4. Conrad H.J., Seong W.J., Pesun I.J.: Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2007, 98, 398-404.
5. Creig R. G.: Materiały stomatologiczne. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2008.
6. Gürel G.: Licówki porcelanowe, wiedza i sztuka. Kwintesencja, Warszawa 2009.
7. Janda R., Roulet J.F., Wulf M., Tiller H.J.: A new adhesive technology for all-ceramics. *Dent Mat* 2003, 19, 567-573.
8. Kelly R.J., Denry I.: Stabilized zirconia as structural ceramic: an overview. *Dent Mat* 2008, 24, 289-298.
9. Kern M.: Controlled airborne-particle abrasion of zirconia ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003, 108, 127-128.
10. Łapińska B., Szykowska I., Sokołowski G., Sokołowski J.: Wpływ czasu trawienia różnych ceramiek krzemionkowych na stopień rozwinięcia ich powierzchni i wytrzymałość połączenia z materiałem kompozytowym. *Protet Stomatol* 2009, 59, 3, 182-183.
11. Magne P., Paranhos M.P.G., Burnett Jr L.H.: New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements. *Dent Mat* 2010, 26, 345-352.
12. Majewski S.: Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
13. Manicone P.F., Iometti P.R., Raffaelli L.: An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007, 35, 819-826.
14. Matinlinna J.P., Lassila L.V.J.: Enhanced resin-composite bonding to zirconia framework after pretreatment with selected silane monomers. *Dent Mat* 2011, 27, 273-280.
15. Osorio E., Toledano M., da Silva B.L., Ostro R.: Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study. *J Dent* 2010, 38, 118-122.
16. Phark J., Duarte S., Blatz M., Sadan A.: An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009, 101, 29-38.

MATERIAŁY ZŁOŻONE – KOMPOZYTOWE

Popularne w praktyce stomatologicznej materiały złożone (ang. *composite*) są efektem poszukiwań, których założeniem było uzyskanie tworzywa jak najbardziej zbliżonego do tkanek twardych zębów naturalnych, a co znalazło wyraz w ich ogólnej strukturze fizycznej. Główne zastosowanie znalazły w stomatologii zachowawczej, jednak są również wykorzystywane w protetyce stomatologicznej do: korekty kształtu zębów filarynych, odbudowy zrębu zębinowego zębów leczonych endodontycznie, wykonawstwa licówek, wkładów koronowych, koron, mostów adhezyjnych oraz licowania konstrukcji protetycznych na podbudowie metalowej.

Kompozyty są materiałami złożonymi z czterech składników: organicznej matrycy polimerowej, rozproszonych w niej cząstek nieorganicznego wypełniacza, silanowego czynnika wiążącego oraz systemu inicjator-aktywator. Większość materiałów kompozytowych ma matrycę opartą na monomerze Bis-GMA (żywica Bowena, dimetakrylan eteru diglicydowego bis fenolu A) lub UDMA (dimetakrylan uretanowy). Oligomery Bis-GMA i UDMA są płynami lepкими, dlatego – celem uzyskania zadawalającej pod względem zastosowania klinicznego pasty – dodano monomery o małej masie cząsteczkowej, takie jak TEGDMA (dimetakrylan glikolu trietylenowego). Oligomery Bis-GMA i UDMA oraz monomer TEGDMA mają na końcach łańcuchów podwójne wiązania węglowe ($C = C$), które umożliwiają polimeryzację addycyjną oraz sieciowanie (tworzenie wiązań poprzecznych). Produkowane są również materiały określane jako silorany, w których matrycę tworzą monomery siloksanu i oksiranu, które charakteryzują się niższym skurczem polimeryzacyjnym oraz mniejszymi naprężeniami wewnętrznymi, co ma zwiększać ich trwałość kliniczną.

Wypełniaczami nieorganicznymi w materiałach kompozytowych są: krzemian glinowo-litowy, kwarc krystaliczny, szkło borowo-krzemowe, barowo-glinowo-borowo-krzemowe, litowe, strontowe, cząsteczki cyrkonu oraz nanocząsteczki krzemu i nanoklastry cyrkonowo-krzemowe.

W celu wzajemnego połączenia fazy organicznej i nieorganicznej, powierzchnie wypełniaczy są poddawane działaniu silanów (3-metakryloksypropylotrimetoksylan), które mają dwie różne pod względem składu chemicznego grupy funkcyjne, z których

jedna reaguje z powierzchnią cząsteczek wypełniacza, a druga z matrycą. W przypadku kompozytów wiążących na zasadzie polimeryzacji rodnikowej za połączenie z matrycą odpowiada grupa metakrylanowa, natomiast do wiązania z matrycą siloranową wykorzystuje się silan z grupą epoksydową.

Materiały złożone polimeryzują: na drodze reakcji chemicznej (samopolimeryzujące), pod wpływem światła widzialnego niebieskiego (światłoutwardzalne) lub obu tych czynników jednocześnie (podwójny system wiązania).

W przypadku materiałów chemoutwardzalnych reakcję polimeryzacji zapoczątkowuje inicjator, którym jest nadtlenuk benzoilu oraz aktywator (przyspieszacz) w postaci trzeciorzędowej aminy aromatycznej (dihydroksyetylo-p-toluidyna). Materiały te najczęściej występują w postaci dwóch past, z których jedna jest materiałem podstawowym, a druga katalizatorem. Proces polimeryzacji rozpoczyna się po połączeniu obu past, co zapoczątkowuje rozpad podwójnych wiązań węglowych obecnych w monomerach.

Materiały kompozytowe utwardzane światłem widzialnym zawierają w składzie fotoaktywator, którym jest kamforochinon, oraz aminę organiczną odpowiedzialną za przyspieszenie reakcji fotopolimeryzacji. Materiał jest dostępny w szerokim zestawie kolorów w postaci pojedynczych strzykawk lub małych aplikatorów. Czas naświetlania danego produktu jest określony przez producenta i przeciętnie wynosi 40 sekund dla warstwy materiału o grubości 2,0 mm.

W przypadku materiałów kompozytowych o podwójnym mechanizmie wiązania proces polimeryzacji jest inicjowany niebieskim światłem widzialnym, po czym następuje polimeryzacja chemiczna przebiegająca w sposób typowy dla kompozytów chemoutwardzalnych. Materiały tego typu wykorzystuje się głównie do odbudowy zębów zębinowego oraz uzupełnień tymczasowych.

Stopień spolimeryzowania materiałów złożonych jest różny i zależy od grubości warstwy materiału, koloru oraz inhibicji tlenowej. Współczynnik konwersji, czyli stosunek procentowy liczby wiązań przereagowanych (spolimeryzowanych) do nieprzereagowanych (niespolimeryzowanych) w zależności od typu kompozytu wynosi od 35 do 80%.

W zależności od wielkości i objętości cząstek wypełniacza wyróżnia się następujące grupy materiałów złożonych: mikrohybrydowe, z mikrowypełniaczami, nanowypełniaczami, kompozyty specjalnego przeznaczenia (służące do odbudowy zębów zębinowego, płynne, kondensowalne, laboratoryjne) oraz kompomery.

9.1. Materiały złożone mikrohybrydowe

Materiały złożone mikrohybrydowe zawierają mieszaninę drobnych cząsteczek szkła i/lub krzemionki o średnicy 0,2-3,0 μm oraz bardzo drobnych o wielkości 0,04 μm , które stanowią 60-70% objętości materiału. Rozmiary cząsteczek oraz ich rozmieszczenie (cząstki małe wypełniają wolne przestrzenie pomiędzy większymi) powodują, że te materiały charakteryzują się dużą wytrzymałością, niskim współczynnikiem ekspansji termicznej, małą sorpcją wody oraz niskim skurczem polimeryzacyjnym (0,6-1,4%). Ponadto mają wysoką wytrzymałość na zginanie wynoszącą 80-160 MPa, na ściskanie

240-290 MPa oraz na rozciąganie 30-55 MPa. Ich wadą jest brak trwałości utrzymania zadawalającego połysku przez dłuższy czas. Do tej grupy materiałów należą: Herculite XVR (Kerr), Point 4 (Kerr) i Vit-1-esence (Ultradent).

9.2. Materiały złożone z mikrowypełniaczami

Materiały z mikrowypełniaczami zawierają krzemionkę koloidalną o wielkości cząstek 0,04 μm , która stanowi 32-50% objętości kompozytu. Ze względu na małą zawartość wypełniacza wykazują stosunkowo duży skurcz polimeryzacyjny (2-3%), większą sorpcję wody oraz ekspansję termiczną. Niewątpliwą ich zaletą jest dobra polerowalność i transparentcja, które umożliwiają uzyskanie pożądanego efektu estetycznego, co ma znaczenie zwłaszcza w przednim odcinku łuku zębowego. Wytrzymałość na zginanie tych materiałów wynosi 60-120 MPa, na ściskanie 240-300 MPa oraz na rozrywanie 25-40 MPa.

Do tej grupy materiałów należą: Renamel (Cosmodent), Clearfil Majesty Posterior (Kuraray), Clearfil Majesty Esthetic (Kuraray) i Filtek 110 (3M-ESPE).

9.3. Materiały złożone z nanowypełniaczem – nanokompozyty

Materiały z nanowypełniaczami są stosunkowo nową generacją kompozytów opartych na sposobie wytwarzania cząsteczek w skali molekularnej. Zawierają nanocząsteczki krzemu lub nanoklastry o wielkości 0,002-0,075 μm . Zawartość wypełniacza stanowi 69-78% objętości materiału co powoduje, że skurcz polimeryzacyjny jest stosunkowo niewielki (około 1,5%), a co za tym idzie – w warunkach jamy ustnej występuje mniejszy mikroprzeciek oraz mniejsze przebarwienia brzeżne. Nanokompozyty odbijają, rozpraszają i pochłaniają światło podobnie jak ząb naturalny, dzięki czemu wypełnienia wykonane z tych materiałów charakteryzują się zadawalającą estetyką. Wytrzymałość na zginanie wynosi 128-180 MPa, na ściskanie 460 MPa oraz na rozciąganie 81 MPa. Ze względu na stosunkowo krótki okres obecności na rynku nanokompozytów, brak jest udokumentowanych badań długoterminowych, co nie pozwala obiektywnie ocenić trwałości ich walorów klinicznych.

Do tej grupy kompozytów należą: Premise (Kerr), Filtek Supreme Plus (3M-ESPE), Artiste Jenerix) i Evetric (Ivoclar-Vivadent).

9.4. Materiały złożone specjalnego przeznaczenia

Kompozyty do odbudowy zrębu zębinowego

W przypadku znacznego zniszczenia korony klinicznej konieczna jest jej rekonstrukcja celem uzyskania właściwej podbudowy anatomicznej lub jako filaru dla przyszłej korony protetycznej. Materiały tej grupy są dostępne jako kompozyty chemoutwardzalne, światłoutwardzalne oraz o podwójnym systemie wiązania. Mogą być białe lub transparentne, co pozwala na ich łatwe odróżnienie od tkanek twardych zęba, lub występować w kilku kolorach, co umożliwia dobór koloru do barwy zęba filarowego (ważne w uzupełnieniach ceramicznych). Materiały te dobrze łączą się ze szkliwem i zębina, mają odpowiednią sztywność oraz możliwość opracowania bezpośrednio po odbudowie części koronowej filaru.

Pod względem składu oraz właściwości fizykochemicznych są podobne do kompozytów hybrydowych. Należy jednak pamiętać, że całkowita odbudowa korony klinicznej kompozytem bez pozostawionego pierścienia zdrowej zębiny o wysokości 2,0 mm i szerokości 1,0 mm (ang. *ferrule effect*) nie będzie stanowiła wystarczającego – pod względem wytrzymałościowym – podparcia dla korony protetycznej.

Do tej grupy materiałów należą: Core New Bond (Kuraray), Photo Core (Kuraray), Core Automix (Kuraray), Build-it FR (Jenerix) oraz Luxa Core – Z Dual (DMG).

Kompozyty płynne

Kompozyty płynne (ang. *flow*) są światłoutwardzalnymi materiałami o niskiej lepkości, przeznaczonymi do wypełnienia niedużych ubytków klasy I, III i V. Wykorzystuje się je również do poszerzonego lakowania bruzd. Nieorganiczny wypełniacz stanowią cząsteczki o wielkości 0,4-3,0 μm . Zawartość wypełniacza stanowi 42-53% objętości materiału, co powoduje, że skurcz polimeryzacyjny jest stosunkowo znaczny. Wytrzymałość na zginanie tego typu materiałów wynosi 70-120 MPa, na ściskanie 210-300 MPa i rozciąganie 33-48 MPa. Kompozyty płynne są również dostępne jako preparaty samoadhezyjne, niewymagające wytrawiania oraz stosowania primera lub bondingu.

Do tej grupy materiałów należą: Tetric Flow (Ivoclar-Vivadent), Flow-it ALC (Jenerix – Pentron), Flow Restorante (Dent-Mat), Beautifil Flow Plus (Shofu) oraz Vertise Flow (Kerr).

Kompozyty kondensowane

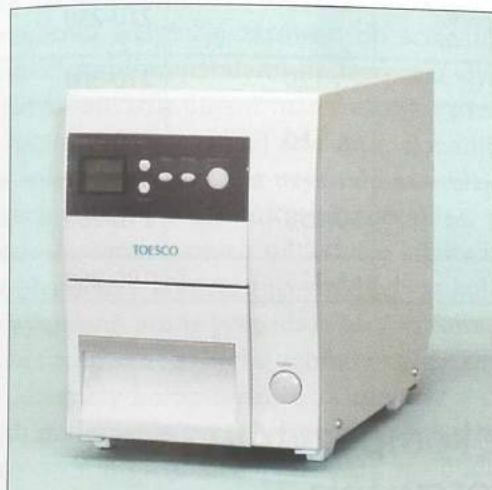
Kompozyty kondensowane są materiałami o wysokiej gęstości i niskiej lepkości przeznaczonymi do wypełniania ubytków w zębach trzonowych. Nieorganiczny wypełniacz składa się z cząstek o średnicy 0,2-2,0 μm oraz 0,04 μm i stanowi 59-80% objętości materiału. Najważniejszą ich zaletą jest mała ścieralność, niski skurcz polimeryzacyjny oraz możliwość polimeryzacji warstw powyżej 2,0 mm. Wytrzymałość na zginanie wynosi 85-110 MPa, natomiast wytrzymałość na ściskanie 22-300 MPa. Materiały te kondensuje się w ubytku podobnie jak amalgamat, a następnie polimeryzuje niebieskim światłem widzialnym.

Do tej grupy materiałów należą: Pyramid (Bisco), Surefil (Dentsply/Caulk), Alert (Jenerix) oraz Prodigy Condensable (Kerr).

Kompozyty laboratoryjne

Kompozyty laboratoryjne służą do wykonywania licówek, wkładów koronowych, koron i mostów adhezyjnych oraz licowania koron i mostów na podbudowie metalowej. Wielkość cząsteczek nieorganicznego wypełniacza wynosi – podobnie jak w przypadku kompozytów mikrohybrydowych – $0,04\text{ }\mu\text{m}$ oraz $0,2\text{--}3,0\text{ }\mu\text{m}$ i stanowi 60-70% objętości materiału. Celem zwiększenia stopnia polimeryzacji, a tym samym poprawy właściwości mechanicznych i odporności na zużycie obok klasycznej polimeryzacji za pomocą światła widzialnego wykorzystuje się również polimeryzację termiczną w temperaturze $100\text{--}110^{\circ}\text{C}$ przez 15 minut pod określonym ciśnieniem. Wytrzymałość na ściskanie tej grupy materiałów wynosi 210-280 MPa, a na zginanie 90-150 MPa. Niektórzy producenci polecają wzmacnianie materiału włóknami szklanymi celem zwiększenia wytrzymałości i sztywności.

Do tej grupy materiałów należą Estenia C&B (Kuraray Dental) oraz Ceramage (Shofu), Signum (Kulzer-Heraeus).



A



B

Ryc. 16. Urządzenia do polimeryzacji materiałów kompozytowych (A i B).

9.5. Kompomery

Kompomery są to materiały złożone modyfikowane polikwasem. Stosuje się je celem wykonania wypełnień w miejscach, gdzie występują stosunkowo małe naprężenia (ubytki klasy III i V oraz niepróchnicowego pochodzenia). Ze względu na fakt, że około 80% ich zawartości stanowi materiał żywiczny, a 20% szkłoionomerowy, łączą w sobie cechy obu tych materiałów. Zawartość nieorganicznego wypełniacza stanowi 42-67% objętości materiału, a średni rozmiar jego cząsteczek wynosi $0,8\text{--}5,0\text{ }\mu\text{m}$. Reakcja wiązania zachodzi pod wpływem polimeryzacji inicjowanej światłem widzialnym. Natomiast po spolimeryzowaniu materiał pod wpływem kontaktu ze śliną adsorbuje z niej wodę, co zapoczątkowuje reakcję kwas-zasada oraz uwalnianie jonów fluoru. Ich wytrzyma-

łość na zginanie wynosi 56-125 MPa, na ściskanie 180-250 MPa oraz na rozciąganie 25-40 MPa. Kompomery są konfekcjonowane w strzykawkach lub kaniulach. Ze względu na zawartość komponenty żywicznej charakteryzują się dobrą estetyką.

Do znanych przedstawicieli materiałów tej grupy należy Dyract AP (Dentsply).

TABELA 9.1. Wybrane właściwości fizykochemiczne materiałów złożonych

Rodzaj materiału	Wielkość wypełniacza [μm]	Objętość wypełniacza [%]	Wytrzymałość na zginanie [MPa]	Wytrzymałość na ściskanie [MPa]
Mikrohybryda	0,2-3,0 0,04	60-70	80-160	240-290
Mikrowypełniacz	0,04	32-50	60-120	-
Nanowypełniacz	0,002-0,075	69-78	180	460
Odbudowa zrębu zębinowego	0,2-3,0 0,04	60-70	-	210-250
Płynny	0,2-3,0	42-62	70-120	210-300
Kondensowalny	0,2-2,0 0,04	59-80	85-110	220-300
Laboratoryjny	0,2-3,0 0,04	60-70	90-150	210-280
Kompomer	0,8-5,0	42-67	65-125	180-250

9.6. Preferowane rodzaje kompozytów do określonego zastosowania w praktyce protetycznej

W przypadku znacznej destrukcji tkanek twardych zębów niekwalifikujących się do odbudowy zachowawczej (wykonania wypełnienia), jak to ma miejsce np. w starciu patologicznym, konieczna jest ich rekonstrukcja, a w przypadkach planowanego zastosowania koron i mostów, odpowiednie ich wzmocnienie – jako filarów dla tego typu uzupełnień protetycznych.

Celem odbudowy zniszczonych koron zębów leczonych endodontycznie tradycyjnie stosuje się wkłady koronowo-korzeniowe z kikutem koronowym stanowiącym podstawę korony protetycznej. Współcześnie dostępne są standardowe zestawy wkładów koronowo-korzeniowych wykonanych z metalu, kompozytów wzmacnianych włóknami szklanymi lub węglowymi i ditlenku cyrkonu, wraz z kompletem instrumentów umożliwiających ich umieszczenie w kanałach zębów jedno- i wielokorzeniowych, po wcześniejszym opracowaniu kanałów za pomocą wiertel odpowiadających rozmiarom sztyftów. Takie postępowanie umożliwia odbudowę części koronowej bezpośrednio

w jamie ustnej za pomocą materiałów kompozytowych na wystających częściach wkładów standardowych z pominięciem etapu wykonawstwa laboratoryjnego (wkłady indywidualne).

Do odbudowy kikuta koronowego stanowiącego podbudowę korony protetycznej można stosować pierścienie ortodontyczne, miedziane lub standardowe formówki celulooidowe dostępne w kilku kształtach przypominających wyglądem oszlifowane zęby zarówno przedniego, jak i bocznego odcinka łuku zębowego (np. Core Forms – Kuraray).

Obecnie dostępnych jest wiele materiałów, które spełniają wymogi wytrzymałościowe oraz estetyczne i mogą służyć do nadbudowy kikuta filarowego dla korony próznej. Jednak obok wytrzymałości mechanicznej i estetyki materiał do odbudowy zębiny powinien mieć odpowiednią płynność, aby możliwe było dokładne wprowadzenie go do granic preparacji oraz zagłębień mikroretencyjnych na powierzchni części koronowej wkładu.

Większość materiałów kompozytowych oraz klasycznych i modyfikowanych żywicą szkło-jonomerów ma zbyt dużą gęstość, co bezpośrednio uniemożliwia ich prawidłową adaptację zarówno do ścian ubytku, jak i powierzchni wkładu. Najkorzystniejszymi preparatami do tego celu wydają się kompozyty płynne („flow”), które są światłoutwardzalnymi materiałami o niskiej lepkości oraz wysokiej wytrzymałości na zginanie, rozciąganie i ściskanie. Ponadto materiały te są dostępne w szerokiej gamie kolorów, co pozwala uzyskać zadawalający efekt estetyczny w planowanej rekonstrukcji jednolicie ceramicznej. Natomiast w przypadkach wykonawstwa uzupełnień metalowo-ceramicznych odbudowę kikuta koronowego należy wykonywać kompozytem płynnym o kontrastującym z zębina kolorze (np. niebieskim, zielonym), co umożliwia zarówno ocenę prawidłowości wprowadzenia materiału do granicy preparacji, jak i ilość zachowanego zrębu zębiny po oszlifowaniu zęba.

Materiały kompozytowe są również wykorzystywane w zabiegach przygotowawczych do leczenia protetycznego, takich jak: korekta kształtu zębów filarowych (brak odpowiednio głębokich podcieni), nadbudowa koron zębów niedochodzących (nieznacznie) do powierzchni zwarciowej oraz przypadki starcia patologicznego lub zamykanie diastem i zabiegi korygujące kształt zębów przednich (licówki kompozytowe). W tych przypadkach w celu korekty można wykorzystać standardowe lub indywidualne kształtki celulooidowe (np. zestaw Herbst-Adapta, technikę formowania wgłębnego), natomiast materiałami z wyboru są kompozyty z nanowypełniaczem (nanokompozyty). Nanokompozyty (rozdział 9.3.) zawierają małą ilość żywicy, a tym samym mają małą ścieralność, niski skurcz polimeryzacyjny i wytrzymałość mechaniczną (duża zawartość wypełniacza). Dostępne zestawy zawierają masy szklawe i zębinowe o różnych kolorach i przezierności, co pozwala na precyzyjną i estetyczną rekonstrukcję kształtu zębów.

Jeżeli w zębie, który ma podlegać korekcie kształtu lub pokrycia licówką kompozytową, znajdują się wypełnienia, zwłaszcza rozległe, należy je w całości usunąć. W warunkach klinicznych materiały kompozytowe podlegają procesom starzenia, co jest związane z procesami chłonięcia wody oraz utratą aktywnych grup metakrylowych – zdolnych do tworzenia nowych wiązań. Im dłużej wypełnienie znajduje się w jamie ustnej, tym mniej jest dostępnych wiązań do wytworzenia połączenia z nowym mate-

rialem łączącym, a siła połączenia ulega obniżeniu o około 40% po roku od założenia wypełnienia.

TABELA 9.2. Preferowane rodzaje kompozytów do określonego uwarunkowania w praktyce protetycznej

Rodzaj rekonstrukcji protetycznej	Rodzaj kompozytu	Przykładowy materiał
Licówka kompozytowa	Nanokompozyt	Filtek Supreme Plus
Korekta kształtu zęba	Nanokompozyt	Filtek Supreme Plus
Odbudowa zrębu zębinowego	Mikrohybryda typu „flow”	Tetric Flow
Licowanie protez stałych	Kompozyt laboratoryjny	Ceramage

9.7. Piśmiennictwo

1. Adusei G.O., Deb S., Nicholson J.W.: The role of the monomer glass component in polyacid-modified composite resin dental restorative materials. *J Mater Sci Mater Med* 2004, 15, 751-754.
2. Brantley W.A., Eliades T.: Materiały ortodontyczne w ujęciu naukowym i klinicznym. Wydawnictwo Czelej, Lublin 2003.
3. Combe E.C.: Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego. Sanmedica, Warszawa 1997.
4. Creig R.G.: Materiały stomatologiczne. Urban & Partner, Wrocław 2008.
5. Deręgowska-Nosowicz P., Czarnecka B.: Kliniczne aspekty wiązania zaczepów ortodontycznych do różnych materiałów używanych w odbudowie twardych tkanek zęba. *Czas Stomatol* 2006, 4, 279-284.
6. Deręgowska-Nosowicz P.: Materiały adhezyjne w leczeniu ortodontycznym – ograniczenia. *Ortopedia Szczękowa i Ortodoncja* 2005, 2, 10-13.
7. Deręgowska-Nosowicz P.: Ocena siły wiązania pomiędzy stosowanymi do wypełniania ubytków materiałami kompozytowymi a zamkami ortodontycznymi. Rozprawa Doktorska, Poznań 2008.
8. Gołębiowska M.: Materiałoznawstwo Protetyczne. Akademia Medyczna w Białymstoku, Białystok 2003.
9. Ilewicz L.: Materiały do wypełnień we współczesnej dentystyce odtwórczej. Medica Press, Bielsko-Biała 2003.
10. Janda R.: Techniki klejenia – podstawy teoretyczne. *Q.T.D.*, 2009, 133-134. Majewski S.: Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
11. Philips R.W.: Science of dental materials. W.B. Saunders, Philadelphia 1991.
12. Tomankiewicz M.: Materiały kompozytowe i szklano-jonomerowe w praktyce stomatologicznej. Wydawnictwo Czelej, Lublin 2002.
13. Weinmann W., Thalacker C., Guggenberger R.: Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005, 21, 68-74.
14. Wilson K.S., Zhang K., Antonucci J.M.: Systematic variation of interfacial phase reactivity in dental nanocomposites. *Biomaterials* 2005, 26, 5095-5103.
15. Van Noort R.: Introduction to dental materials. Second Ed. Mosby, Edinburg 2002.

CEMENTY DENTYSTYCZNE

O przydatności klinicznej materiałów do cementowania uzupełnień protetycznych decydują następujące ich właściwości: biologiczna obojętność dla środowiska jamy ustnej i tkanek zęba (biogodność), adhezja do tkanek twardych zęba i materiału, z którego wykonana jest proteza, szczelność brzeżna i brak mikroprzecieku, zdolność wytworzenia cienkiej warstwy ($< 200 \mu\text{m}$) oraz w przypadku osadzania konstrukcji ceramicznych przezierność (transparencja). Wszystkich powyższych wymagań nie spełnia żaden z cementów, dlatego spośród dostępnych materiałów należy wybierać te, które mają większą pożądaną właściwość.

Współcześnie do osadzania uzupełnień protetycznych stosuje się cementy dentystryczne, które w zależności od składu chemicznego można zaliczyć do dwóch grup – na bazie wody i żywicy.

10.1. Cementy na bazie wody

Cement cynkowo-fosforanowy

Cement cynkowo-fosforanowy to tradycyjnie jeden z najbardziej uniwersalnych cementów długo stosowanych w stomatologii zachowawczej, a początkowo również w protetyce. Współcześnie jednak – wobec materiałów nowej generacji o znacznie lepszych parametrach – nie powinien być stosowany do trwałego osadzania protez stałych. W skład proszku wchodzi tlenek cynku (90%) z dodatkiem tlenku magnezu (8%) i barwników, natomiast płyn stanowi 50% wodny roztwór kwasu ortofosforowego buforowany jonami cynku i glinu. Po zmieszaniu proszku z płynem rozpoczyna się proces wiązania, w trakcie którego tlenek cynku wchodzi w reakcję z kwasem ortofosforowym, tworząc amorficzną nierozpuszczalną siatkę fosforanu cynku otaczającą rdzeń utworzony przez nieprzereagowane cząsteczki tlenku cynku. Podczas reakcji wiązania wydzielą się ciepło (reakcja egzotermiczna) i następuje skurcz materiału. Celem zmniejszenia ilości wy-

dzielającego się ciepła proszek powinien być dodawany do płynu w małych porcjach i dość wolno mieszany lub należy proces zarabiania przeprowadzać na chłodnej szklanej płytce. Związany cement ma odczyn kwaśny (pH 4,0), który po 48 godzinach wzrasta do obojętnego (pH 6,0-7,0). Cement cynkowo-fosforanowy charakteryzuje się łatwością zarabiania, słabym przewodnictwem cieplnym i elektrochemicznym oraz nieprzepuszczalnością dla promieni RTG. Z punktu widzenia praktyki klinicznej, a w szczególności protetycznej, ma jednak liczne wady, do których należą: kruchość, porowatość, wrażliwość na wilgoć, łatwość wypłukiwania i mała wytrzymałość na nacisk.

Do tej grupy cementów należą między innymi Harvard Cement (Harvard Dental), Adhesor (Spofa Dental), Hy-Bond Zinc Phosphate Cement (Shofu) i Variofix A (A. Platzer).

Cement polikarboksylowy

Cementy polikarboksylowe są materiałami o lepszych niż cynkowo-fosforanowe parametrach użytkowych. Konfekcjonowane są w postaci proszku i płynu lub proszku, który zarabia się z wodą destylowaną. Proszek zawiera mieszaninę tlenku cynku i magnezu, natomiast płyn jest 40% wodnym roztworem kwasu poliakrylowego. W przypadku cementów zarabianych wodą proszek zawiera 18% kwasu poliakrylowego. Podczas reakcji wiązania (reakcja kwas-zasada) tlenek cynku i kwas poliakrylowy tworzą poliakrylan cynku, który otacza częściowo nieprzereagowane cząstki tlenku cynku. Proces wiązania, któremu towarzyszy znaczny skurcz (6,7% objętości), przebiega dość szybko i osiąga w ciągu pierwszej godziny około 80% ostatecznej wytrzymałości. W związanym cemencie obecna jest zarówno mocno, jak i luźno związana woda, która działa jak plastifikator, powodując kruchość materiału. Cementy tej grupy mają korzystne właściwości przylegania do wypiskowanych powierzchni stopów metali, a z zębina i szkliwem mogą tworzyć wiązania chemiczne dzięki zdolności grup karboksylowych polimeru do chelatowania jonów wapnia z twardych tkanek zęba.

Do tej grupy cementów należą: Polykarboxylat Cement (Harvard Dental), Durelon (3M-ESPE), Adhesor Carboksy (Spofa Dental), Hy-Bond Polycarboxylate Cement (Shofu) i Poly F (DeTrey).

Cement szkło-jonomerowy

Cementy szkło-jonomerowe są stosowane w praktyce stomatologicznej jako materiały podkładowe, do wypełniania ubytków, odbudowujące zrąb zębinowy oraz do cementowania protez stałych i zamków ortodontycznych. Składają się z cząstek drobno zmielonego szkła wapniowo-fluorowo-glino-krzemianowego oraz wodnego roztworu 47,5% kwasu poliakrylowego, maleinowego, itakowego i tartanowego. Proces wiązania jest reakcją kwasowo-zasadową, w wyniku której powstaje sól poliakrylowa, i przebiega w trzech etapach: rozpuszczanie, żelowanie i utwardzanie.

Cementy szkło-jonomerowe tworzą chemiczne połączenie z tkankami twardymi zęba, a mechanizm tego zjawiska tłumaczy się następująco: kwas poliakrylowy, penetrując w głąb tkanek zęba, uwalnia z nich jony fosforanowe i wapniowe, które dyfundując do nieutwardzonego cementu, tworzą sole łączące się trwale z tkankami.

Ze względu na liczne zalety, którymi są uwalnianie i readsorpcja jonów fluoru (działanie kariostatyczne), małe ilości ciepła uwalniane podczas reakcji wiązania, podobny

Do grupy cementów szkło-jonomerowych należą między innymi: Fuji I (GC), Ketac Cem (3M-ESPE), Ketac Silver (3M-ESPE) i Aqua-Cem (Dentsply).

Ten typ cementów ma podwójny system wiązania powstały w wyniku dodania do klasycznego cementu szkło-jonomerowego żywicy. Cementy szkło-jonomerowe modyfikowane żywicą (cementy szkło-jonomerowe hybrydowe) są konfekcjonowane w postaci proszek-płyn, pasta-pasta lub w jednorazowych kaniulach. Proszek zawiera szkło wapniowo-fluorowo-glino-krzemianowe pokryte silanowym systemem wiążącym, natomiast płyn stanowi zwykle wodny roztwór kwasu poliakrylowego, HEMA (2-hydroksyetylometakrylan) i kwas winowy. W niektórych materiałach dodawane są również inne żywice metakrylowe, jak Bis-GMA. Reakcja wiązania cementów szkło-jonomerowych modyfikowanych żywicą zachodzi w wyniku dwóch niezależnie od siebie przebiegających reakcji: kwasowo-zasadowej oraz polimeryzacji wolnorodnikowej. Polimeryzująca pod wpływem światła widzialnego żywica tworzy wiązania pomiędzy łańcuchami, które wypierają część wody z materiału, co powoduje, że reakcja kwas-zasada przebiega wolniej niż w klasycznych szkło-jonomerach. Cementy szkło-jonomerowe (hybrydowe) charakteryzuje długi czas pracy i odporność na wczesny kontakt z wodą, stąd nie wymagają zabezpieczenia lakierem, a także mają wyższą wytrzymałość na rozciąganie i kompresję w porównaniu do tradycyjnych szkło-jonomerów. Ze względu na dodatkowe żywicy wykazują jednak znaczny skurcz polimeryzacyjny (współczynnik kon-

wersji po utwardzeniu wynosi od 33% do 55%). Pozytywną cechą tych materiałów jest ich dobra adhezja do szkliwa i zębiny – jednak pod względem właściwości fizycznych i mechanicznych zdecydowanie ustępują żywicom kompozytowym. Ponadto w praktyce stosowania cementów szkło-jonomerowych modyfikowanych żywicą stwierdzono przypadki występowania alergii kontaktowej, za co jako alergen odpowiedzialny jest 2-hydroksyetylomatakrylan (składnik płynu).

Do tej grupy cementów należą: Fuji Plus (GC), Fuji CEM (GC), Vitramer 3M-ESPE) oraz Geristone (Dent-Mat).

10.2. Cementy kompozytowe na bazie żywic

Cementy kompozytowe na bazie żywic mają wiele wspólnych cech z materiałami przeznaczonymi do rekonstrukcji twardych tkanek zęba. W ich skład wchodzi: organiczna matryca, sproszkowana ceramika (szkło glinowo-borowo-barowe) oraz silanowy czynnik spajający. Proporcje fazy organicznej i nieorganicznej mają znaczący wpływ na uzyskaną siłę połączenia pomiędzy konstrukcją protetyczną a szkliwem i zębina. Wielkość cząsteczek wypełniacza waha się od 0,04 do 5,0 μm i wynosi 30-75% objętości materiału. W cementach kompozytowych zawartość wypełniacza jest mniejsza niż w materiałach złożonych stosowanych do odbudowy twardych tkanek zęba. Celem uzyskania właściwej lepkości do matrycy dodawane są monomery DEGMA (dimetakrylan glikolu dietylenowego) i TEGDMA (dimetakrylan glikolu trietylenowego). Typowy układ matrycy polimerowej to 75% Bis-GMA i 25% TEGDMA.

W niektórych materiałach część lub całość żywicy Bis-GMA jest zastąpiona przez Bis-EMA (Bisfenol A dietoksymetakrylan) lub UDMA (dimetakrylan uretanu), które mają mniejszą lepkość, a tym samym nie wymagają dodawania dużych ilości rozcieńczalników (DEGMA i TEGDMA).

Cementy kompozytowe dostępne są w formie proszek-płyn, pasta-pasta, w jednorazowych kapsułkach oraz strzykawkach i mogą być:

- chemoutwardzalne
- światłoutwardzalne
- podwójnie utwardzalne

Inicjacja procesu polimeryzacji poszczególnych grup cementów przebiega w sposób analogiczny jak ma to miejsce w materiałach złożonych. Do połączenia z tkankami twardymi zęba dochodzi na zasadzie mikromechanicznego wypełnienia powierzchni uprzednio wytrawionych kwasem fosforanowym oraz poprzez aplikacje na tak przygotowane podłoże płynnych żywic bez wypełniaczy, z którymi cementy kompozytowe łączą się przez wiązania chemiczne.

Wiele nowych cementów ma w składzie systemy trawiące, co ze względu na uproszczenie procedury klinicznej cieszy się dużą popularnością. Materiały te określane jako cementy kompozytowe samotrawiące lub samoadhezyjne mają jednak mniejszą o 20-30% siłę wiązania z tkankami twardymi zęba. Gorsze właściwości adhezyjne systemów samotrawiących wynikają z faktu, że czynnik trawiący oddziałuje jedynie na powierzchniowe warstwy szkliwa i zębiny, przez co efekt trawienia jest mniej retencyjny.

Materiały chemoutwardzalne występują w postaci dwóch past do mieszania ręcznego lub maszynowego. Podczas ręcznego mieszania do cementu zostają najczęściej wprowadzone pęcherzyki powietrza, co prowadzi do porowatości powierzchni, a ponieważ zamknięte powietrze może blokować konwersję wiązań podwójnych ($C=C$) znajdujących się w bezpośrednim sąsiedztwie, powstaje strefa mniejszej wytrzymałości. Cementy chemoutwardzalne są przydatne do stosowania w przypadkach, w których występuje utrudniony dostęp światła lampy polimeryzacyjnej do materiału, a więc osadzania uzupełnień (koron) metalowo-ceramicznych i wysoce nieprzeziernych prac ceramicznych.

Cementy światłoutwardzalne znajdują zastosowanie w przypadkach, w których światło może bez przeszkód penetrować przez uzupełnienie protetyczne. Stąd są one szczególnie przydatne do osadzania licówek ceramicznych i kompozytowych oraz wkładów koronowych, których grubość nie przekracza 2,0 mm. Materiały te są bardziej stabilne, jeśli chodzi o trwałość barwy niż cementy chemoutwardzalne i systemy o podwójnym sposobie wiązania.

Cementy kompozytowe, bez względu na sposób inicjacji procesu polimeryzacji, charakteryzują się wyższą wytrzymałością na ściskanie, rozciąganie oraz sprężystością i twardością niż inne rodzaje cementów dentystycznych. Ponadto mają niską rozpuszczalność w środowisku wodnym i zadawalającą estetykę.

Szczególną grupę cementów kompozytowych stanowią materiały na bazie żywicy 4 META (bezwodnik kwasu 4 – metakryloksyetylotrimelitowego) lub monomerze MDP (diwodorofosforan 10-metakryloilo-oksydecylo) tworzących połączenie chemiczne z tkankami twardymi zęba oraz stopami metali nieszlachetnych. Systemy adhezyjne oparte na żywicy 4 META są chemoutwardzalnymi cementami konfekcjonowanymi w postaci proszku i płynu. Charakteryzują się wysoką wytrzymałością na rozciąganie, korzystną podczas osadzania konstrukcji protetycznych w warunkach niewystarczającej retencji. Dokładny mechanizm adhezji pomiędzy żywicą 4 META a powierzchniami metalowymi nie jest dobrze poznany, jednak wiadomo, że obejmuje on zarówno procesy chemiczne (wiązania wodorowe), jak i retencję mikromechaniczną. Przy wielu innych zaletach materiały te wykazują jednak niewystarczającą odporność na działanie wody, co prowadzi do ich degradacji w jamie ustnej na drodze hydrolizy.

Grupa cementów oparta na monomerze MDP jest dostępna jako system pasta-pasta oraz samomieszących strzykawek typu Automix, zarówno w postaci cementów chemoutwardzalnych, jak i o podwójnym systemie wiązania, w tym wersji samotrawiącej.

W skład organicznej matrycy wchodzi żywica Bis-GMA, HEMA i monomer MDP, natomiast nieorganiczny wypełniacz zawiera silanizowany kwarc.

W przypadku cementu chemoutwardzalnego proces wiązania rozpoczyna się z chwilą odcięcia dostępu powietrza, co jest możliwe poprzez pokrycie obrzeża konstrukcji protetycznej żelem blokującym dostęp tlenu na okres polimeryzacji, który wynosi trzy minuty. Materiały o podwójnym mechanizmie utwardzania mają dwa katalizatory. Jeden z nich jest aktywowany niebieskim światłem widzialnym, natomiast drugi po procesie naświetlania blokuje dostęp tlenu, aktywując proces polimeryzacji chemicznej. W miejscach, w których aktywacja za pomocą światła nie może być przeprowadzona, należy zastosować żel blokujący dostęp tlenu, który zawiera również katalizator chemopolimeryzacji. Zainicjowany proces wiązania przebiega od powierzchni

zewewnętrznej cementu do jego środka. Właściwości anaerobowe procesu utwardzania pozwalają na stosunkowo długi czas pracy tymi materiałami.

Cementy na bazie monomeru MDP łączą się chemicznie z poddanym obróbce strumieniowo-ściernej tlenkiem glinu o średnicy ziarna 50 μm lub systemem Co-Jet i następnie silanizowanymi powierzchniami stopów metali nieszlachetnych oraz pokrytymi elektrolityczną warstwą cyny stopami szlachetnymi. Powstanie połączeń chemicznych z tkankami twardymi zęba oraz stopami metali jest możliwe dzięki obecności w monomerze MDP dwóch grup reaktywnych. Pierwsza z nich, którą jest hydrofilowa grupa fosforanowa, łączy się z wapniem zawartym w szkliwie i zębiny, tworząc fosforany wapnia, natomiast obecna na drugim końcu łańcucha grupa metakrylowa wchodzi w reakcję z analogiczną grupą obecną w silanie pokrywającym powierzchnie stopu. Wytworzone połączenie w środowisku wilgotnym wykazuje wysoką stabilność.

W tej grupie materiałów dostępny jest również cement, który ma w swym składzie fluorek sodu. W tym przypadku uwalniane powoli z materiału jony fluoru wchodzi w reakcję wymiany z hydroksyapatytami, tworząc mniej rozpuszczalne w kwasach fluoroapatyty (działanie kariostatyczne).

Do grupy cementów kompozytowych należą między innymi: MaxCem Elite (Kerr), Clearfil SA Cement (Kuraray), Variolink II (Ivoclar-Vivadent), Panavia F 2.0 (Kuraray) oraz Nexus 2 (Kerr).

10.3. Cementy do tymczasowego osadzania protez stałych

Cementy tlenkowo-cynkowo-eugenolowe

Cementy tlenkowo-cynkowo-eugenolowe są konfekcjonowane w postaci proszku i płynu. Niektóre z nich są również dostępne w postaci dwóch past. W skład proszku wchodzi tlenek cynku (69%), kałafonia (29%), która zwiększa wytrzymałość, i octan cynku (1%) jako przyspieszacz. Płyn zawiera olejek goździkowy (85%) oraz olejki aromatyczne (15%). Po zmieszaniu proszku z płynem tworzy się amorficzny chelat, którym jest eugenolan cynku. Cementy te mają właściwości bakteriobójcze, a także działają stykająco na tworzenie zębiny wtórnej (działanie odontotropowe), jednak założone na odległość mniejszą niż 0,5 mm od miazgi mogą wywoływać jej podrażnienie, a nawet reakcję zapalną. Nie wykazują adhezji do twardych tkanek zęba i dobrze rozpuszczają się w wodzie. Ponadto mają niski współczynnik elastyczności oraz małą odporność na nacisk. Niektóre z cementów zawierają dodatek żywicy akrylowych (20%) lub etoksybenzoenu (30%), jednak nie wpływa to znacząco na poprawę parametrów wytrzymałościowych. Dostępne są również cementy na bazie tlenku cynku bez zawartości eugenolu. W praktyce stosowane są do tymczasowego osadzania konstrukcji protetycznych oraz opatrunków czasowych.

Do tej grupy materiałów należą: Temp-Bond (Kerr), Caryosan (Spofa Dental), Embonte (Dux Dental) i Alganol (Austen Dental).

Cement

Cem

miesza

pełniacz

amorfic

oraz od

nione z

rozpusz

osadza

Do

(Dori I

TABELA

wybr

Nazw

Panav

Eco-L

Clear

Max-

Fuji P

Harv

Harv

TABELA

zast

Naz

Pana

Nex

Rely

Max

Fuji

Riva

Cementy na bazie wodorotlenku wapnia

Cementy na bazie wodorotlenku wapnia występują w postaci dwóch past, które miesza się w równych proporcjach. Jedna pasta zawiera wodorotlenek wapnia z wypełniaczem, druga płynny polisalicylan glikolu. W wyniku reakcji wiązania tworzy się amorficzny disalicylan wapnia. Cementy tej grupy mają właściwości bakteriobójcze oraz odontotropowe. Zarówno cementy klasyczne (chemoutwardzalne), jak i wzmocnione żywicami (światłoutwardzalne) mają słabe właściwości mechaniczne i łatwość rozpuszczania w wodzie. W protetyce stomatologicznej stosowane są do tymczasowego osadzania koron i mostów.

Do tej grupy cementów należą: Alka-Liner (3M-ESPE), Dycal (DeTrey) i Calcidor (Dori Dent).

TABELA 10.1. Siła połączenia ceramiki cyrkonowej ze szkliwem i zębina po zastosowaniu wybranych cementów dentystycznych

Nazwa fabryczna	Rodzaj cementu	Szkliwo [MPa]	Zębina [MPa]
Panavia F 2.0	Kompozytowy	18,2	7,0
Eco-Link	Kompozytowy	8,8	2,3
Clearfil SA	Kompozytowy samotrawiący	15,9	5,1
Max-Cem Elite	Kompozytowy samotrawiący	13,5	5,0
Fuji Plus	Szkło-jonomerowy hybrydowy	9,4	2,5
Harvard	Polikarboksylowy	3,0	1,4
Harvard	Cynkowo-fosforanowy	1,9	0,7

TABELA 10.2. Siła połączenia ceramiki na bazie szpatu polnego ze szkliwem i zębina po zastosowaniu wybranych cementów dentystycznych

Nazwa fabryczna	Rodzaj cementu	Szkliwo [MPa]	Zębina [MPa]
Panavia F	Kompozytowy	14,5	5,9
Nexus	Kompozytowy	13,2	5,7
Rely X Unicem	Kompozytowy samotrawiący	7,2	4,9
Max-Cem	Kompozytowy samotrawiący	7,6	5,5
Fuji Plus	Szkło-jonomerowy hybrydowy	10,7	2,2
Riva Luting	Szkło-jonomerowy	9,7	4,5

WYBÓR OKREŚLONEGO RODZAJU CEMENTU

Technika cementowania (osadzania) protez stałych jest podobna dla wkładów koronowych i koronowo-korzeniowych oraz wszelkiego rodzaju koron i mostów osadzonych na zębach własnych lub filarach implantowanych. Czynności kliniczne różnią się tylko w szczegółach, zależnie od rodzaju zastosowanego materiału oraz typu protezy stałej i polegają na:

- doborze odpowiedniego materiału łączącego,
- przygotowaniu konstrukcji osadzanej,
- przygotowaniu zęba filarowego lub filaru (łącznika) na implancie,
- wprowadzeniu protezy stałej na podłoże,
- sprawdzeniu okluzji,
- usunięciu nadmiarów cementu.

Osadzając protezę stałą na filarach zębowych, należy wziąć pod uwagę nie tylko rodzaj materiału, z którego została wykonana, lecz również sposób, w jaki ząb został zabezpieczony po oszlifowaniu oraz na jaki rodzaj cementu tymczasowego zostało osadzone uzupełnienie prowizoryczne (tymczasowe).

Podczas zabiegu szlifowania dochodzi do otwarcia kanalików zębinowych oraz uszkodzenia wypustek odontoblastów (komórek będących integralną częścią miazgi), co zwiększa ryzyko nieodwracalnego uszkodzenia miazgi – przez czynniki chemiczne i bakteryjne. Dlatego zabezpieczenie zębiny (tym samym miazgi) po zabiegu szlifowania na czas między wizytami i przed docelowym osadzeniem koron jest bezwzględnie wskazaniem i obowiązkiem lekarza. Po zakończeniu szlifowania, a przed pobraniem wycisku preparowane powierzchnie należy przemyć sterylnym gazikiem nasączonym fizjologicznym roztworem soli i delikatnie osuszyć – najlepiej również gazikiem. W ten sposób powierzchnia zostaje oczyszczona ze śliny i drobnoustrojów, które mogłyby wnikać do miazgi przez otwarte kanaliki zębinowe. Po takim przygotowaniu oszlifowaną powierzchnię zębiny pokrywa się warstwą preparatu, który blokuje kanaliki

zębinowe. Zabieg ten wykonuje się przed pobraniem wycisku, gdyż wysokie ciśnienie powstające podczas ucisku materiału wyciskowego może spowodować wtłoczenie drobnoustrojów przez otwarte kanaliki do komory miazgi. Również składniki mas wyciskowych mogą działać drażniąco na miazgę.

Preparaty do blokowania kanalików zębinowych to związki na bazie wodorotlenku wapnia i płynne żywice adhezyjne. Zastosowanie konkretnego materiału jest uzależnione od rodzaju cementu, na którym zostanie docelowo osadzona proteza stała. W przypadku gdy uzupełnienie protetyczne będzie osadzone na konwencjonalny cement karboksylowy lub szkło-jonomerowy, należy zastosować preparaty na bazie wodorotlenku wapnia, który działa przeciwbakteryjnie, przeciwzapalnie oraz pobudza miazgę do tworzenia zębiny reparacyjnej. W kontakcie z preparatami na bazie wodorotlenku wapnia zachodzi reakcja, w wyniku której powstają: żel krzemowy, fluorek magnezowy i fluorek wapniowy – skutecznie blokujące otwarte kanaliki zębinowe. Oszlifowany ząb wymaga pokrycia materiałem na całej powierzchni, a najwygodniejsze do stosowania są preparaty występujące w postaci płynnej. Materiały tej grupy (Contrasil – Septodont, Calcidor Liquid – Dori Dent, Reogan – Ivoclar-Vivadent) nie wpływają negatywnie na siłę połączenia z zębiną systemów adhezyjnych. Jednak planując osadzenie docelowe za pomocą cementów kompozytowych, należy bezwzględnie zabezpieczyć zębinę za pomocą systemów łączących (wiązących), co może być wykonane natychmiast po oszlifowaniu filaru lub na etapie cementowania ostatecznego (po oszlifowaniu zębina zabezpieczona jest wodorotlenkiem wapnia). Skuteczność połączenia systemów łączących z zębiną zależy od obecności warstwy hybrydowej (ang. *resin infiltrated dentine layer* – RIDL), która jest utworzona z włókien kolagenowych impregnowanych płynną żywicą adhezyjną. Jeżeli system łączący nie tworzy warstwy hybrydowej, to siła wiązania materiału kompozycyjnego do zębiny ulega obniżeniu. Warstwa hybrydowa charakteryzuje się sprężystością, która powoduje, że dobrze są adsorbowane naprężenia powstające w cemencie łączącym wywołane skurczem polimeryzacyjnym. Komplex ten tworzy cienkie (2-10 μm) i trwałe połączenie z zębiną. Jak wykazały badania aplikacja systemów łączących bezpośrednio na świeżo oszlifowaną zębinę tworzy szerszą warstwę hybrydową, o dłuższych wypustkach (które dzięki swej elastyczności amortyzują powstające naprężenia), niż gdy to następuje po kilku dniach od preparacji filaru. Z tego też względu należy stosować tzw. metodę podwójnego bondingu (Hämmerle i wsp.) [4], która polega na aplikacji systemu łączącego bezpośrednio po preparacji zęba i po raz drugi, przed ostatecznym cementowaniem konstrukcji protetycznej. Ze względu na różny skład chemiczny cementów kompozytowych po zakończonym procesie szlifowania trzeba wybrać odpowiedni rodzaj systemu łączącego, który jest kompatybilny z materiałem stosowanym do cementowania – najlepiej, aby oba preparaty pochodziły od tego samego producenta. Również należy pamiętać, że jednoskładnikowe systemy łączące (ang. *single bottle*) blokują kanaliki zębinowe w sposób niewystarczający (Van Dijken i wsp.) [12], co może skutkować późniejszą utratą retencji uzupełnienia protetycznego.

Do osadzania tymczasowego stosuje się materiały specjalnie w tym celu produkowane, których bazą są tlenek cynku z eugenolem lub wodorotlenek wapnia. Cementy tlenkowo-cynkowo-eugenolowe zawierają tlenek cynku, który wywoławia zębinę oraz ułatwia jej mineralizację, jednak zawarty w materiale eugenol jest trudny do całko-

witego usu
może być
pozostało
biegiem r
37% kwa
systemów
uzupełni
nia, któr
gatywnie

11.1.

Kor
lowego
ży uwz
równie
utrzym
ściwszy
które
Obecn
i na ci
nadto
wiązar
M
pów r
galwa
lat Ce
dużą
chemi
osadz
krótk
ceme
dzaln
D
maga
właśc
leca
Dent
lecz
M
odm

witego usunięcia, przez co zakłóca proces polimeryzacji cementów na bazie żywic, co może być przyczyną późniejszych niepowodzeń (utrata retencji). Usunięcie z zębiny pozostałości eugenolu za pomocą alkoholu lub pumeksu zmieszanego z wodą jest zabiegiem nieskutecznym. Alternatywnym sposobem postępowania jest trawienie zębiny 37% kwasem fosforanowym, choć i w tym przypadku uzyskanie zadawalającej adhezji systemów łączących może być niezadawalające. Dlatego korzystniejsze jest osadzanie uzupełnień tymczasowych, przy zastosowaniu cementów na bazie wodorotlenku wapnia, który również ma właściwości bakteriobójcze i odontotropowe, ale nie wpływa negatywnie na proces polimeryzacji materiałów kompozytowych.

11.1. Cementowanie uzupełnień wykonanych ze stopów metali i złota galwanicznego

Końcowym etapem ochrony miazgi po oszlifowaniu zęba jest faza osadzenia docelowego uzupełnienia protetycznego. W doborze materiału i techniki zabiegowej należy uwzględnić rodzaj materiału, z którego sporządzono uzupełnienie protetyczne, jak również wybrać taki cement, który będzie chronił i regenerował miazgę oraz skutecznie utrzymywał konstrukcję protetyczną na filarach zębowych. Wydawało się, iż najwłaściwszym materiałem do osadzania protez stałych będą cementy szkło-jonomerowe, które uwalniają jony fluorkowe działające znieczulająco i impregnująco na zębiny. Obecnie wiadomo, że cementów tych nie należy stosować na dużej powierzchni zębiny i na cienkiej jej warstwie, gdyż działają drażniąco na miazgę oszlifowanego zęba. Ponadto szkło-jonomery mają słabe właściwości mechaniczne (kruchosć) oraz małą siłę wiązania do zębiny.

Materiałem z wyboru do osadzania uzupełnień protetycznych wykonanych ze stopów metali (pełnometalowych, metalowo-ceramicznych, wykonanych w technologii galvanoformingu) na zęby z żywą miazgą jest cement karboksylowy (np. Polycarboxylat Cement – Harvard Dental), który sprzyja tworzeniu zębiny reparacyjnej i wykazuje dużą skuteczność izolacyjną, chroniąc miazgę przed szkodliwym wpływem bodźców chemicznych i bakteryjnych. Natomiast uzupełnienia stałe wykonane ze stopów metali osadzone na zęby z żywą miazgą o niezadawalających właściwościach retencyjnych – krótkie korony kliniczne i znaczna utrata tkanek twardych – należy osadzać za pomocą cementów adhezyjnych o podwójnym systemie polimeryzacji (światło- i chemoutwardzalnych) opartych na monomerze MDP (np. Panavia F 2.0 – Kuraray Medical).

Do osadzania w kanałach korzeniowych zębów po leczeniu endodontycznym wymagających zaopatrzenia wkładami koronowo-korzeniowymi – ze względu na dobre właściwości adhezyjne oraz możliwość tworzenia cienkiej warstwy po związaniu – zaleca się stosowanie cementu karboksylowego (np. Polycarboxylat Cement – Harvard Dental). Z tych samych względów materiał ten jest odpowiedni do osadzania (na zęby leczone endodontycznie) wkładów koronowych, koron i mostów.

Mosty adhezyjne (niekonwencjonalne) metalowo-ceramiczne charakteryzują się odmiennym sposobem osadzania na nieoszlifowanych zębach filarowych. Ze względu

na małą powierzchnię retencyjną elementów utrzymujących (zakotwiczeń), która na zębach przednich wynosi 25-50 mm², a w odcinku bocznym 50-100 mm², mosty niekonwencjonalne muszą być osadzone adhezyjnie. Najwłaściwszym do tego celu jest cement, który łączy się chemicznie zarówno z wytrawioną (za pomocą kwasu fosforowego) powierzchnią szkliwa, jak i wypięstowaną tlenkiem glinu o średnicy ziarna 50 µm i silanizowaną powierzchnią stopu metalu (elementami retencyjnymi). Ponadto zastosowany materiał nie może w warunkach jamy ustnej ulegać hydrolitycznemu działaniu śliny i mieć działanie kariostatyczne (uwalniać jony fluoru). Dlatego do cementowania mostów niekonwencjonalnych należy stosować cement adhezyjny o podwójnym systemie polimeryzacji (światło- i chemoutwardzalny) oparty na monomerze MDP. Dostępny w sprzedaży jest Panavia F 2.0 (Kuraray Medical).

TABELA 11.1. Cementowanie protez stałych wykonanych ze stopów metali oraz w technologii galwanoforingu

Rodzaj protezy stałej	Rodzaj cementu	Przykładowy cement	System wiążący	Przygotowanie powierzchni protezy
Korona/most	Karboksylowy	Polycarboxylat cement Harvard	_____	Piaskowanie Al ₂ O ₃ * 50 µm + silanizacja Alloy Primer
Wkłady	Karboksylowy	Polycarboxylat cement Harvard	_____	Piaskowanie Al ₂ O ₃ * 50 µm + silanizacja Alloy Primer
Most adhezyjny	Kompozytowy	Panavia F 2.0	ED Primer	Piaskowanie Al ₂ O ₃ * 50 µm + silanizacja Alloy Primer
Protezy stałe Galwanofor- ming	Karboksylowy	Polycarboxylat cement Harvard	_____	_____

Uwaga praktyczna! Protezy stałe osadzone na zęby z żywą miazgą lub leczone endodontycznie, które nie mają odpowiedniej retencji, należy cementować adhezyjnie.
 * Piaskowanie podbudowy tlenkiem glinu przez 15 sekund pod ciśnieniem 2,5 bara z odległości 10 mm przy użyciu piaskarki klinicznej.

11.2. Cementowanie uzupełnień ceramicznych

Wszystkie uzupełnienia ceramiczne, w tym również wykonane z ceramik monofazowych [tlenek glinu (III), ditlenek cyrkonu] powinny być cementowane w sposób adhezyjny, który zapewnia dobrą retencję i wytrzymałość mechaniczną.

W technice cementowania adhezyjnego do sił retencyjnych wytwarzanych przez kształt opracowanego zęba filarowego dołączają siły adhezyjne (łączenia) do struktur zęba, które z natury mają również charakter retencyjny dzięki mikromechanicznym zaczepom

W przypadku cementowania adhezyjnego retencja makromechaniczna wytworzona przez kikut korony zęba ma znaczenie drugorzędne. Znaczenie pierwszorzędne ma materiał, który utrzymuje uzupełnienie, tworząc połączenie między tkankami twardymi zęba, a wewnętrznymi powierzchniami (dożębowymi) konstrukcji protetycznej.

Postępowanie związane z przygotowaniem zębów filarowych oraz cementu kompozytowego jest analogiczne jak podczas cementowania adhezyjnego protez stałych wykonanych ze stopów metali. Natomiast w zależności od rodzaju ceramiki, z której jest wykonana konstrukcja protetyczna, odmienne są sposoby przygotowania dożębowej (wewnętrznej) powierzchni protezy stałej (rozdział 8.7; tabela 11.2).

Osadzenie protez stałych jest wprawdzie końcowym, ale nie mniej od innych ważnym zabiegiem klinicznym, wymagającym nadzwyczajnej dokładności, gdyż popełnienie na tym etapie błędy niweczą przeprowadzoną – choćby z największą skrupulatnością – pracę zarówno technika, jak i lekarza. Źle osadzona proteza stała musi być bowiem zdjęta, co zwykle oznacza jej zniszczenie.

TABELA 11.2. Cementowanie protez stałych jednolicie ceramicznych

Rodzaj ceramiki	Rodzaj cementu	Przykładowy cement	System wiążący	Przygotowanie powierzchni protezy
Skaleniowa Leucytowa Dikrzemowo-litowa Szkłana	Kompozytowy	Variolink II	Syntac	Trawienie 9% HF* Silanizacja Monobond S
Tlenkowo-glinowa infiltrowana szkłem	Kompozytowy	Panavia 21	ED Primer	Piaskowanie Al_2O_3 ** 50 μm
Tlenek glinu (III)	kompozytowy	Panavia F 2.0	ED Primer	Piaskowanie Al_2O_3 ** 110 μm + silanizacja Clearfil Ceramic Primer
Ditlenek cyrkonu	kompozytowy	Panavia F 2.0	ED Primer	Piaskowanie** CoJet + silanizacja Clearfil Ceramic Primer

* Trawienie 9% HF przez 5 minut lub alternatywnie 40% HF przez 10-20 sekund.

** Piaskowanie dożębowej powierzchni uzupełnienia tlenkiem glinu lub systemem CoJet-Sand przez 15 sekund pod ciśnieniem 2,5 bara z odległości 10 mm przy użyciu piaskarki klinicznej.

Postępowanie kliniczne podczas cementowania adhezyjnego protez stałych cementem kompozytowym – Panavia F 2.0

Do czynności klinicznych związanych z osadzaniem mostów adhezyjnych (niekonwencjonalnych), a także konstrukcji protez stałych na filary zębowe o niezadawalającej retencji należą:

- kontrola dokładności przylegania uzupełnienia protetycznego do zębów filarych,

- piaskowanie za pomocą tlenku glinu o średnicy ziarna 50 μm przez 15 sekund, pod ciśnieniem 2,5 bara (odległość 10 mm), piaskarką kliniczną powierzchni dozębowej (wewnętrznej) elementów retencyjnych lub wewnętrznej powierzchni koron/wkładów koronowych, a następnie dwukrotna silanizacja preparatem Alloy Primer. Systemem alternatywnym do kondycjonowania powierzchni stopów metali jest Co-Jet (3M – ESPE),
- oczyszczenie powierzchni kontaktujących się z elementami retencyjnymi mostu i powierzchni styčných od luki, a w przypadku koron całej powierzchni filaru szczoteczką osadzoną na kątnicy, przy użyciu zawiesziny pumeksu lub pasty bez zawartości fluoru (np. Kerr Luster Paste – Kerr) – fluor utrudnia proces wytrawiania tkanek twardych zębów,
- przemyć wodą destylowaną i zabezpieczenie pola operacyjnego przed dostępem śliny – najlepiej za pomocą koferdamu, który obejmuje co najmniej dwa sąsiednie zęby,
- wytrawienie wyżej wymienionych powierzchni 40% kwasem fosforanowym (K – Etchen gel) przez 10 sekund,
- wypłukanie resztek kwasu wodą destylowaną, osuszenie powietrzem (wolnym od zanieczyszczeń np. olejem),
- pokrycie wytrawionych powierzchni primerem (ED Primer A&B) i po upływie 30 sekund osuszenie powietrzem,
- przygotowanie cementu poprzez dokładne wymieszanie równych ilości pasty A (katalizator) z pastą B (pasta podstawowa),
- nałożenie cementu na wewnętrzną powierzchnie elementów retencyjnych mostu lub dozębową powierzchnię korony, a w przypadku współistniejących ubytków również do ubytku – jak przy osadzaniu wkładów,
- założenie mostu/korony na zęby filarowe i po sprawdzeniu prawidłowego położenia, utrzymanie w krótkim ucisku na czas wiązania cementu,
- naświetlenie każdej powierzchni przez 20 sekund – lampa konwencjonalna i LED – lub 5 sekund przy użyciu lampy plazmowej, a następnie pokrycie obrzeża elementów retencyjnych lub obrzeża korony preparatem blokującym dostęp tlenu (Oxyquard II) na trzy minuty (okres polimeryzacji chemicznej),
- splukanie środka blokującego dostęp tlenu, usunięcie resztek cementu z okolic międzyzębowych oraz szczeliny dziąsłowej za pomocą zgłębnika i nici dentystrycznej,
- po usunięciu nadmiarów cementu sprawdzenie kontaktów zwarciovych (folia zwarciova < 8 μm).

Postępowanie kliniczne podczas cementowania protez stałych cementem polikarboksylowym – Polycarboxylat Cement

Fabryczną postacią klasycznego cementu polikarboksylowego jest proszek i płyn, które po zarobieniu powinny mieć konsystencję porównywalną do gęstej śmietany. Czas mieszania produktu określony jest w instrukcji, lecz zawsze obowiązuje zasada stopniowego dodawania proszku do płynu (najczęściej proszek dzieli się na trzy porcje) i dokładnego jego rozcierania tak, aby uzyskać materiał bez grudek i o jednolitej konsystencji. Należy pamiętać o zachowaniu właściwych proporcji proszku do płynu (zgodnie

z instrukcją producenta), ponieważ przy nadmiarze proszku jego część nie bierze udziału w reakcji, a masa po stwardnieniu jest niejednorodna, krucha, porowata, ma małą odporność mechaniczną i łatwo podlega wypłukaniu. Natomiast przy nadmiarze płynu do podobnych wad fizykomechanicznych dołącza się szkodliwe oddziaływanie niewiązania cementu jest uzależniona od czasu wprowadzenia proszku do płynu (czas zarabiania), stosunku składników (proporcji proszku do płynu) i temperatury otoczenia.

Pamiętając o ogólnych wytycznych, należy każdorazowo przed użyciem konkretnego preparatu wnikliwie zapoznać się z instrukcją producenta i ściśle przestrzegać podanych wskazówek. Nawet najlepszy materiał może nie spełnić swojego zadania, jeżeli zostanie źle przygotowany i błędnie zastosowany.

W przypadku materiału Polycarboxylat Cement (Harvard Dental) stosunek wagi proszku do płynu wynosi 2,9 g (proszek) do 1,0 g (płyn), natomiast czas zarabiania 60 sekund. Odmierzoną (odważoną) ilość proszku należy podzielić na trzy części w proporcjach $\frac{1}{2}$, $\frac{1}{4}$ i $\frac{1}{4}$, które kolejno po sobie dodaje się do płynu. Prawidłowo zarobiony cement powinien mieć konsystencję gęstej śmietany. Proces wiązania trwa około trzech minut, jednak z praktycznego punktu widzenia nadmiar cementu najlepiej usuwać w fazie częściowej plastyczności materiału.

Procedura przygotowania zębów filarowych do osadzenia protezy stałej jest analogiczna jak w przypadku cementowania adhezyjnego.

11.3. Osadzanie stałych konstrukcji protetycznych na filarach implantowanych

Na wstępie należy stwierdzić, że odmiennność osadzania protez stałych na filarach implantowanych w stosunku do osadzania na naturalnych zębach filarowych w małym stopniu dotyczy rodzaju cementów – bardziej natomiast modyfikacji procedury zabiegowej uwzględniającej specyfikę postępowania implantoprotetycznego. W odniesieniu do najczęściej stosowanych wszczepów dwuczęściowych (część środkowa i przykręcana część nadkostna) możliwe są dwa sposoby mocowania konstrukcji protetycznych: bezpośrednie przykręcenie do implantu lub cementowanie na wcześniej przykręconym filarze (łączniku) protetycznym. Jeżeli natomiast implant jest jednoczęściowy, to możliwy jest tylko sposób drugi, czyli cementowanie na jego części nadkostnej, wg takich samych zasad jak jest to praktykowane w przypadku filarowych zębów naturalnych. W odniesieniu do wszczepów dwuczęściowych wciąż toczy się dyskusja, który ze sposobów jest bardziej godny polecenia, ponieważ konstrukcje przykręcane stwarzają możliwość okresowej kontroli i ewentualnej naprawy po ich odkręceniu, a do zalet cementowania należy uproszczona technika wykonawstwa laboratoryjnego, estetyka i brak powikłań wynikających z możliwości uszkodzenia gwintów i śrub mocujących. Wśród wad konstrukcji przykręcanych wymienia się ponadto częstsze pęknięcie ceramiki koron perforowanych (otwór dostępu do śruby) i mikroszczelina na połączeniu implant-filar, która może być siedliskiem bakterii wywołujących *periimplantitis*. Mankamentem techniki

cementowania jest natomiast trudność usunięcia nadmiaru cementu, którego pozostawienie jest przyczyną stanów zapalnych tkanek okołowszczepowych.

Rozważając ten dylemat, kongres EAO (*European Association for Osseointegration*) w 2012 roku wypracował pewien kompromis, stwierdzając, że nie ma dowodów, aby uznać wyższość którejkolwiek z tych metod. W związku z tym zaleca się, aby wybór techniki osadzania uzależniać od rozległości konstrukcji w sposób następujący: korony pojedyncze i krótkie mosty należy cementować, natomiast konstrukcje rozległe, w tym obejmujące cały łuk zębowy, powinny być przykręcane, gdyż m.in. w razie konieczności ich naprawy lub leczenia stanów zapalnych będzie możliwość zdjęcia i ponownego zamontowania – bez kosztownego ich ponownego wykonania, jak to ma miejsce w przypadku elementów cementowanych, których zdjęcie równa się zniszczeniu.

Osadzanie uzupełnień protetycznych na filarach implantowanych z zastosowaniem techniki cementowania, jak również stosowane tu materiały w ogólnym zarysie, podlegają tym samym regułom, jak w przypadku klasycznego osadzania koron protetycznych na filarowych zębach własnych, a w tym na wkładach koronowo-korzeniowych.

Wybór cementu do osadzania uzależnia się od rodzaju materiału, z którego wykonane są filary (jest to najczęściej tytan lub rzadziej ceramika) i kontaktujące z nimi (czyli wewnętrzne) części osadzanych koron (metal, ceramika, materiał złożony) oraz od rozległości powierzchni przylegających. W celu zwiększenia powierzchni wzajemnego przylegania wewnętrznych części koron i ścian filarów, jeżeli są wykonane z metalu lub ceramiki tlenkowej, stosuje się technikę ich piaskowania, a w przypadku elementów ceramicznych (z ceramiki krzemowej) technikę wytrawiania.

Ogólnie przyjmuje się następujący tok czynności zmierzających do osadzenia stałych konstrukcji protetycznych na filarach implantowanych:

- laboratoryjne przygotowanie filaru i koron: frezowanie filaru zgodnie z indywidualnymi warunkami klinicznymi oraz piaskowanie filaru i wewnętrznej powierzchni korony w celu zwiększenia powierzchni retencyjnej,
- przepłukanie wnętrza implantu po odkręceniu „śruby gojącej”, odkażenie filaru protetycznego i jego przykręcenie kluczem dynamometrycznym (z siłą 20-30 Ncm) oraz zamknięcie otworu dostępowego śruby (z użyciem gutaperki kondensowanej na gorąco lub masy silikonowej),
- odkażenie i osuszenie filaru i wewnętrznej powierzchni korony oraz nałożenie przygotowanego wcześniej cementu i osadzenie korony (mostu) na filarze i kontrola okluzji,
- chemo- lub światłoutwardzalne wiązanie cementu w zależności od jego rodzaju i usunięcie nadmiarów.

W zależności od rodzaju materiału, z jakiego wykonane są filary i osadzane na nich korony, proponuje się stosowanie następujących materiałów:

- filar i wewnętrzna powierzchnia koron(y) metalowa: przygotowanie powierzchni: piaskowanie filaru i wewnętrznej części korony, pokrycie powierzchni primerem (np. Monobond Plus firmy Ivoclar Vivadent, Alloy Primer firmy Kuraray); preferowane cementy: glasonomerowe, np. Ketac Cem firmy 3M Espe, Fuji Cem firmy GC, kompozytowe, np. Multilink Implant firmy Ivoclar Vivadent, UniCem firmy 3M ESPE, G-CEM firmy GC,

▪ filar
nie p
kom
ESP
▪ filar
tow
(np.
pref
den
▪ filar
nie
kor
ESI
▪ filar
tov
(np
pre
de

- filar i korona w całości ceramiczna (korona z ceramiki tlenkowej) – przygotowanie powierzchni: piaskowanie wewnętrznej części korony; preferowane cementy: ESPE, G-CEM firmy GC,
- filar i korona w całości ceramiczna (korona z ceramiki krzemowej) – przygotowanie powierzchni korony: wytrawianie kwasem HF 9%, pokrycie silanem (np. Monobond Plus firmy Ivoclar Vivadent, Porcelain Silane firmy Ultradent); preferowane cementy: kompozytowe, np. Multilink Implant firmy Ivoclar Vivadent, UniCem firmy 3M ESPE, G-CEM firmy GC,
- filar metalowy, korona ceramiczna (korona z ceramiki tlenkowej) – przygotowanie powierzchni: piaskowanie wewnętrznej części korony; preferowane cementy: ESPE, G-CEM firmy GC,
- filar metalowy, korona ceramiczna (korona z ceramiki krzemowej) – przygotowanie powierzchni korony: wytrawianie kwasem HF 9%, pokrycie silanem (np. Monobond Plus firmy Ivoclar Vivadent, Porcelain Silane firmy Ultradent); preferowane cementy: kompozytowe, np. Multilink Implant firmy Ivoclar Vivadent, UniCem firmy 3M ESPE, G-CEM firmy GC.

11.4. Piśmiennictwo

1. Albert F.E., El-Mowafy O.M.: Marginal adaptation and microleakage of Procera AllCeram crowns with four cements. *Int J Prosthodont* 2004, 17, 529-535.
2. Bottino M.C., Valandro L.F., Amaral R., Bottino M.A., Ussui V., Bressiani A.H.A., Lazar D.R.R.: Adhesive durability of phosphate monomer resin cement to Y-TZP ceramic. *Dent Mater* 2010, 26, 149-150.
3. Gu X.H., Kern M.: Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: Influence of luting agents and aging conditions. *Int J Prosthodont* 2003, 16, 109-116.
4. Hämmeler Ch.: Ceramika dentystyczna – wskazania dla praktyki. Kwintesencja, Warszawa 2008.
5. Łapińska B.: Połączenie ceramiki dentystycznej z materiałami kompozytowymi. Badania doświadczalne. Praca doktorska, Łódź 2011.
6. Majewski S.: Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
7. Majewski S.: Rekonstrukcja zębów uzupełnieniami stałymi. Wydawnictwo Fundacji Rozwoju Protetyki, Kraków 2005.
8. Prylińska-Czyżewska A.: Wpływ sposobów przygotowania powierzchni podbudowy cyrkonowej na siłę wiązania ze szkliwem i zębiną przy zastosowaniu różnych cementów. Praca doktorska, Poznań 2011.
9. Pryliński M.: Mosty adhezyjne oparte na wkładach koronowych. Elamed, Katowice 2010.
10. Pryliński M.: Estetyka biała i czerwona. Elamed, Katowice 2011.
11. Zidan O., Ferfuson G.C.: The retention of complete crowns prepared with three different tapers and luted with four different cements. *J Prosthet Dent* 2003, 89, 565-571.
12. Van Dijken J.W., Höglund-Aberg C., Olofsson A.L.: fired ceramic inlays: A six-year follow-up. *J Dent* 1998, 26, 219-225.

STOPY DENTYSTYCZNE

Czyste metale mają znikome zastosowanie w protetyce klinicznej ze względu na ich niezadowalające właściwości mechaniczne. Współcześnie wykorzystuje się jedynie czyste złoto przetwarzane w technologii galwanoformingu i tytan stosowany w implantologii. Metale używane są natomiast jako składniki stopów, które można zdefiniować jako mieszaninę różnych metali (niekiedy z małym dodatkiem niemetalu) utworzoną w procesie ich wspólnego przetapiania, w wyniku którego uzyskują pożądane w protetyce właściwości fizykochemiczne (wytrzymałość, ciągliwość, sprężystość, twardość) o wartościach nieporównywalnie w tym względzie lepszych od poszczególnych metali wchodzących w ich skład.

Stopy, podobnie jak czyste metale, mają budowę krystaliczną, przy czym poszczególne atomy w kryształach występują w ściśle określonym układzie przestrzennym, tworząc siatkę krystaliczną w kilku typach konfiguracji. W większości układ ten ma kształt sześcianu.

Metale w stanie ciekłym mogą zostać równomiernie rozmieszczone w metalu podstawowym i mamy wówczas do czynienia z jednym typem kryształów, w których występują obok siebie atomy różnych metali będących składnikami stopu. Tego typu stopy nazywamy jednorodnymi (homogennymi). Natomiast gdy metale wchodzące w skład stopu tworzą odrębne kryształy, powstaje stop niejednorodny (niehomogeny), o różnych właściwościach fizykochemicznych i biologicznych. Dlatego stopy dentystyczne powinny być zawsze stopami jednorodnymi. Budowa wewnętrzna i związane z nią właściwości użytkowe zależą nie tylko od rodzaju stopu, lecz także od technologicznego procesu wytwarzania protez, a zwłaszcza obróbki termicznej. Podczas ochładzania płynnego stopu na jego powierzchni powstają ośrodki krystalizacji będące skupiskiem atomów w formie pojedynczych kryształków, na których osadzają się kolejne, tworząc większe formy (kryształy). Powiększanie kryształów następuje w trzech kierunkach przestrzennych, do momentu kontaktu z kryształami sąsiednich ośrodków. Wielkość kryształów zależy od szybkości chłodzenia, składu stopu i obecności zanieczyszczeń. W przypadku dużej liczby ośrodków krystalizacji stop ma budowę drobnziarnistą, a tym samym jest twardy i sprężysty. Natomiast gdy liczba ośrodków jest mała, powsta-

je struktura gruboziarnista, która jest miękka i plastyczna. Tworzenie większej liczby ośrodków krystalizacji jest zjawiskiem pożądanym, ponieważ powstająca struktura stopu warunkuje jego lepsze właściwości mechaniczne.

Podczas szybkiego chłodzenia stopu dochodzi do wytworzenia struktury gruboziarnistej, która jest mniej wytrzymała i wykazuje w jamie ustnej zwiększoną podatność na korozję. Przywrócenie krystalom ich poprzedniej budowy jest możliwe poprzez ogrzanie stopu do temperatury o około 100°C niższej niż ta, w której stop podczas ochładzania przechodzi całkowicie w stan stały. Proces ten jest określany jako rekrytalizacja lub homogenizacja. Ze względu na złożoną budowę stopów poszczególne ich składniki ulegają stopieniu w różnych temperaturach. Temperaturę, w której stop w całości przechodzi w postać płynną, przyjęto nazywać „liquidus”, natomiast temperatura, w której stop w całości przechodzi w postać stałą, nosi miano „solidus”. Zakres temperatur pomiędzy tymi krytycznymi punktami powinien być niewielki, co pozwoli uniknąć pochłaniania tlenków oraz ewentualnego zanieczyszczenia stopu przebywającego przez długi okres w formie stopionej. Znajomość temperatury „liquidus” jest konieczna dla prawidłowego przeprowadzenia procesu odlewniczego, ponieważ decyduje o wyborze źródła ciepła oraz masy osłaniającej. Natomiast temperatura „solidus” jest istotna podczas procesu lutowania, w którym stop powinien być ogrzany do temperatury około 50°C niższej od punktu „solidus”.

Jama ustna ze względu na obecność wilgoci, zmiany temperatury i pH jest środowiskiem sprzyjającym wystąpieniu zjawiska korozji. W zależności od rodzaju materiału i przyczyn powstawania zmian proces korozji może mieć charakter chemiczny, elektrochemiczny i mikrobiologiczny. Korozja chemiczna jest spowodowana oddziaływaniem suchych gazów lub cieczy nieprzewodzących prądu elektrycznego, natomiast elektrochemiczna działaniem na metal lub stop elektrolitów przewodzących prąd. Korozja mikrobiologiczna powstaje w przypadku ograniczonego dostępu tlenu, przy współudziale bakterii beztlenowych, które na powierzchni metalu tworzą niewielkiej grubości biofilm. Główną rolę w utlenianiu metali i ich stopów odgrywają bakterie redukujące siarczany, takie jak *Desulfovibrio desulfuricans* i *Spirillum desulfuricans*. W płynach ustrojowych, a w tym w ślinie, znajdują się duże ilości jonów chloru, sodu, potasu, wapnia, magnezu oraz fosforany, których agresywność potęgują składniki organiczne, takie jak proteiny. Związki te tworzą elektrolit, a umieszczone w ślinie stopy – o różnych potencjałach elektrochemicznych, w tym stopy różnego gatunku i o niejednorodnej strukturze – co sprawia, że w tych warunkach powstaje ogniwo galwaniczne, w którym elektrodami są elementy metalowe. Na granicy metal (elektroda)-elektrolit (ślina) wytwarza się potencjał korozyjny stopu, który w warunkach jamy ustnej mierzony jest w odniesieniu do standardowej elektrody wodorowej (potencjał zero). Z tych względów niezwykle istotne są różnice pomiędzy potencjałami elektrochemicznymi stopów umieszczonych w jamie ustnej. Stopy wysoko szlachetne i szlachetne mają wysoki potencjał elektrochemiczny, stanowiąc w tym układzie katodę, natomiast stopy o potencjale niższym – anodę. Powstający prąd elektryczny przepływa od stopu mniej szlachetnego (anody) do bardziej szlachetnego (katody), powodując rozpuszczanie (korodowanie) stopu mniej szlachetnego, którego składniki (jony metali) obecne w ślinie mogą działać alergizująco lub cytotoksycznie na organizm, co wynika ze zwiększonej aktywności biologicznej formy zjonizowanej metali.

W niekorzystnych warunkach, np. w wyniku wadliwej obróbki, nawet w obrębie tego samego stopu, mogą powstawać ogniska lokalne (korozja międzykrystaliczna) jako wynik występowania obszarów o zróżnicowanym składzie chemicznym. Ma to miejsce w przypadku nieprawidłowego lutowia części metalowych umieszczanych w jamie ustnej.

Odporność na korozję stopów dentystycznych jest związana z ich zdolnością do pasywacji, czyli wytworzenia na powierzchni stopu cienkiej warstwy tlenkowej o właściwościach ochronnych. W przypadku miejscowego zniszczenia warstwy pasywnej powstaje stop na granicy metal-tlenek lub elektrolit-tlenek powstaje ognisko lokalne, które może mieć charakter korozji wżerowej (działanie ogniska galwanicznego) lub szczelinowej (zróżnicowane natlenienie), prowadzących w efekcie do uszkodzenia konstrukcji protetycznej.

Według klasyfikacji ADA Nr 5 (ISO 1562) ze względu na procentowy udział składników stopów wyróżnia się następujące rodzaje dentystycznych stopów odlewniczych:

- stopy wysokoszlachetne zawierające co najmniej 60% wagowych metali szlachetnych, w tym przynajmniej 40% wagowych złota,
- stopy szlachetne zawierające co najmniej 25% wagowych metali szlachetnych, bez określenia zawartości złota,
- stopy nieszlachetne zawierające mniej niż 25% wagowych metali szlachetnych.

12.1. Stopy wysokoszlachetne

Stopy wysokoszlachetne zawierają co najmniej 60% wagowych metali szlachetnych (Au, Pt, Pd, Ir, Ru, Rh, Os), w tym przynajmniej 40% wagowych złota. Wśród stopów tej grupy można wyróżnić trzy ich rodzaje: stopy złoto-srebro-platyna, złoto-miedź-srebro-pallad z zawartością złota powyżej 70% wagowych oraz złoto-miedź-srebro-pallad z zawartością złota w granicach 50-65% wagowych. Do tej grupy należą stopy określone w poprzednio obowiązującej klasyfikacji jako stopy szlachetne typu I – miękkie, typu II – średniej twardości, typu III – twarde, typu IV – super twarde.

Wymienione wyżej stopy mają gęstość w zakresie $13,8-18,4 \text{ g/cm}^3$, a ich twardość wynosi od 175 do 260 HV w skali Vickersa.

Dodatek platyny do stopów wysokoszlachetnych ma za zadanie zwiększenie ich twardości i sprężystości. Za najkorzystniejszy stosunek wagowy platyny do pozostałych składników stopu uważa się zawartość od 3 do 10% tego pierwiastka w stopie. Wartości przekraczające 50% powodują, że stop staje się twardy, kruchy i pozbawiony sprężystości. Natomiast dodatki miedzi, srebra oraz palladu zwiększają wytrzymałość na rozciąganie.

Proporcje złota do innych składników stopu można określić za pomocą tak zwanych „prób złota”. Pierwszą z nich jest systemem karatowy, który określa ilość złota zawartą w 24 częściach stopu jako 100%. Tak więc złoto 24-karatowe to czyste złoto bez jakichkolwiek domieszek, natomiast stop 20-karatowy to stop, który zawiera 20 części wagowych czystego złota i 4 części innych metali. W systemie tysięcznym określa się zawartość tego metalu w tysięcznej części stopu, co oznacza, że czyste 100% złoto to 1000



A



B

Ryc. 17. Stopy do napalania ceramiki: wysokoszlachetny (A) i chromokobaltowy (B).

części wagowych stopu. Próba 960 oznacza, że na 1000 części wagowych stopu, czyste złoto stanowi 960 części.

TABELA 12.1. Skład chemiczny wybranych stopów wysokoszlachetnych

Nazwa stopu	Au	Pt	Pd	Zn	Inne
Bio Heragold B	86,2%	11,5%	0	1,5%	Ru, Ta, Mn
Bio Heragold C	71,2%	3,9%	0	0,5%	Ag, Cu, Ir
Bio 850 SL	85,6%	11,0%	0	0	In
Degudent H	84,4%	8,0%	5,0%	0	In, Ta
Degulor M	70,0%	4,4%	2,0%	0	Ag, Ir
Keramit Bio Uno	75,5%	15,0%	0	0	Ag, Cu, In

12.2. Stopy szlachetne

Stopy szlachetne zawierają co najmniej 25% wagowych metali szlachetnych, przy ściśle nieokreślonej zawartości złota. W tej grupie stopów w zależności od składu chemicznego można wyróżnić cztery rodzaje materiałów: stopy złoto-miedź-srebro-pallad, złoto-srebro-pallad-ind, pallad-miedź-gal oraz srebro-pallad.

W porównaniu ze stopami wysokoszlachetnymi zawierają one większe ilości srebra lub miedzi. Stopy tego typu mają gęstość około $10-12 \text{ g/cm}^3$, a ich twardość oraz granica plastyczności są nieco wyższe od stopów wysokoszlachetnych, co jest związane z dużą zawartością palladu. Odporność na korozję jest nieznacznie mniejsza w porównaniu ze stopami wysokoszlachetnymi.

Do tej grupy należą stopy srebro-palladowe, których właściwości fizykochemiczne są podobne do typowych stopów złota. Stopy te zawierają srebro, pallad w ilości co najmniej 25%, złoto, cynk oraz ind. Ponieważ ich ścieralność jest zbliżona do ścieralności zębów naturalnych, można z nich wykonywać wszystkie rodzaje protez stałych. Ze względu na gęstość oraz skłonność do rozpuszczania tlenków przez stopiony stop proces odlewniczy jest trudniejszy niż w przypadku stopów złota. W procesie odlewniczym należy zwrócić szczególną uwagę na właściwy dobór masy ogniotrwalej, gdyż większość mas osłaniających dla odlewów średniotopliwych zawiera w swym składzie gips, który podczas wyżarzania formy odlewowej w temperaturze wyższej niż 700°C ulega rozkładowi z wydzielaniem związków siarki. Uwolniona siarka wchodzi łatwo w reakcję ze stopem, niekorzystnie zmieniając jego strukturę, a w związku z tym także właściwości mechaniczne.

TABELA 12.2. Skład chemiczny wybranych stopów srebro-palladowych

Nazwa stopu	Ag	Pd	Au	Sn	Inne
Degupal G	7,2%	77,3%	4,5%	4,0%	Ga, Ge
Pallag M	58,5%	27,4%	2,0%	0	Cu
Person 4	30,0%	57,8%	0	6,0%	Zn
Wegold N2	20,0%	52,0%	15,2%	5,4%	In, Pt, Ru, Ce
Wegold PH-NF	51,9%	39,9%	0	2,0%	In, Ru, Zn
Pangold	59,0%	23,0%	5,0%	0	Cu, Zn

12.3. Stopy nieszlachetne

Do tej grupy należą stopy zawierające w swym składzie głównie metale nieszlachetne, takie jak nikiel, chrom, kobalt, niob, tytan, natomiast zawartość metali szlachetnych nie przekracza 25% wagowych masy stopu.

Stale dentystyczne

Stal dentystyczna jest stopem żelaza z węglem oraz innymi metalami, przy czym zawartość węgla nie może przekraczać 1,7%. W protetyce stomatologicznej znalazły zastosowanie stale kwasoodporne, których przedstawicielem jest stal chromowo-niklowa o budowie austenicznej, stosowana do produkcji drutu klamrowego, łuków podniebnych i podjęzykowych oraz prefabrykowanych koron ochronnych. Najpowszechniejszym stopem tego typu jest stal nierdzewna typu 18/8 (18% chromu, 8% niklu), której pierwowzorem jest wprowadzona do stomatologii w roku 1919 stal Wipla. Współczesne stale austeniczne posiadają zbliżony skład i zawierają: 72-74% żelaza, 18-20% chromu, 8-10% niklu, 0,02-0,08% węgla oraz małe ilości tzw. składników stabilizujących (niob, mangan, tytan, tantal), które zapobiegają tworzeniu się węglików oraz poprawiają właściwości wytrzymałościowe stopu. Temperatura topnienia tych stopów wynosi około

1400°C, a twardość 250-350 HV w skali Vickersa. Żelazo i węgiel tworzą roztwór stały (jednorodny) zwany austenitem o strukturze drobnoziarnistej. Struktura austeniczna podczas niewłaściwej obróbki cieplnej lub nawęglania stali zmienia się w niejednorodną strukturę ferrytyczną, która jest krucha i podatna na korozję. Przyczyna tej przemiany wynika z faktu, iż rozpuszczalność węgla jest ograniczona i wynosi zaledwie 0,04%, co sprawia, że jego nadmiar wchodzi w reakcję z chromem znajdującym się w bezpośrednim sąsiedztwie, tworząc na granicy ziaren węgliki chromu. Proces ten prowadzi do mniejszej koncentracji chromu w przyległych do węglików obszarach, co skutkuje zwiększoną podatnością na korozję tych miejsc. Aby nie dopuścić do tego niekorzystnego zjawiska, należy ograniczyć zawartość węgla w stopie do poziomu 0,02-0,03% lub dodać pierwiastki (niob, tytan), które wykazują większą tendencję do tworzenia węglików niż chrom. Omawiane zjawisko zachodzi również przy ogrzewaniu stali do temperatury wyższej niż 500°C. Austeniczną strukturę stopu stabilizuje nikiel, natomiast odporność na korozję jest związana z obecnością chromu. Jednak aby stop miał optymalną ochronę antykorozyjną, zawartość chromu powinna wynosić 13-28%. Zawartość chromu mniejsza niż 13% powoduje, że proces pasywacji jest niepełny, co skutkuje możliwością powstania ogniw galwanicznych o charakterze aktywno-pasywnym (korozja wżerowa) lub zróżnicowanego natlenienia (korozja szczelinowa). Natomiast zawartość chromu przekraczająca 30% powoduje powstanie (na granicy ziaren) węglików chromu zwiększających kruchość stopu oraz podatność na korozję. Ujemnymi cechami stali austenicznej są: niewielka płynność utrudniająca odlanie elementów szczególnie precyzyjnych oraz znaczna kurczliwość liniowa odlewów.

Stopy chromowo-niklowe

Stopy chromowo-niklowe są przeznaczone do odlewania elementów konstrukcyjnych protez stałych, lecz ich stosowanie ogranicza ryzyko wystąpienia reakcji alergicznych u pacjentów uczulonych na nikiel. Zgodnie z zaleceniami normy ISO 6871-2, stopy tego typu powinny zawierać nikiel jako składnik podstawowy, chrom w ilości co najmniej 20%, molibden w ilości powyżej 4% – przy czym łączna zawartość tych pierwiastków powinna wynosić minimum 85% składników stopu. Dostępne na rynku stopy zawierają przeciętnie: 61-77% niklu, 12-26% chromu, 3-11% molibdenu, do 2% krzemu oraz glin, niob, mangan, węgiel i żelazo w ilości poniżej 1%. Stopy na bazie niklu cechują się względnie niskim przewodnictwem cieplnym, odpornością na korozję (pasywacja chromu), wysoką granicą plastyczności oraz dużym modułem sprężystości (165-212 GPa), który umożliwia wykonanie odlewów o minimalnej grubości 0,3 mm (ważne w konstrukcji koron metalowo-ceramicznych). Twardość stopów chromowo-niklowych według skali Vickersa wynosi 180-210 HV, a w przypadku stopów z zawartością tytanu 321-373 HV. Stopy te mają relatywnie niską gęstość (8,2 mg/m³) oraz duży skurcz liniowy podczas stygnięcia (2,4%), co jest powodem niedokładności odlewów, szczególnie cienkich elementów konstrukcji protetycznych. Ze względu na stwierdzone właściwości alergizujące niklu stosowanie stopów chromowo-niklowych w praktyce klinicznej budzi wiele kontrowersji. Szacuje się, iż uczulenie na nikiel dotyczy 8-15% populacji, co sprawia, że w wielu krajach stosowanie tych stopów w stomatologii jest zabronione.

Do znanych przykładów stopów tej grupy należą między innymi: Wiron 99 (Bego), Remanium CS (Dentaurum), 4All (Ivoclar-Vivadent).

TABELA 12.3. Skład chemiczny wybranych stopów chromowo-niklowych

Stopy chromowo-niklowe do napalania ceramiki					
Nazwa stopu	Ni	Cr	Mo	Si	Inne
Wiron 99	65%	22,5%	9,5%	< 2%	
Wirocer plus	65,2%	22,5%	9,5%	< 2%	Nb, Fe, Ce
Remanium CS	61%	26%	11%	1,5%	Nb, Fe, Mn
Remanium G-soft	66%	26,5%	5%	1,5%	Co, Fe, Ce
4All	61,4%	25%	11%	1,5%	Mn, B
					Mn, Al

Stopy chromowo-kobaltowe

Głównym zastosowaniem stopów chromowo-kobaltowych w protetyce stomatologicznej jest odlewnictwo protez szkieletowych i szyn stabilizujących oraz metalowych elementów protez częściowych (podparcia, klamry, teleskopy i inne elementy utrzymujące). Do tej grupy należą również stopy o specjalnym składzie i właściwościach wymaganych od materiałów służących do odlewania konstrukcji protetycznych przeznaczonych do napalania ceramiki dentystycznej. Poszczególne rodzaje stopów chromowo-kobaltowych różnią się w zależności od przeznaczenia zawartością procentową metali podstawowych oraz dodatków stopowych. Stopy używane do wykonawstwa protez szkieletowych zawierają przeciętnie: 61-64% kobaltu, 29-30% chromu, 5% molibdenu oraz poniżej 2% azotu, manganu, krzemu, tantalu i węgla (nie powinny zawierać żelaza). Natomiast stopy używane do napalania ceramiki mają z reguły mniejszą ilość kobaltu (o 3%) i chromu (o 5%) oraz zawierają wanad (5-6%), który zwiększa wytrzymałość i sprężystość. Kobalt nadaje stopom twardość, sztywność, wytrzymałość mechaniczną oraz płynność podczas odlewania. Chrom dzięki zdolności pasywacji podwyższa odporność na korozję. Jednak ilość tego pierwiastka nie może przekroczyć 30%, ponieważ stop o wyższej zawartości chromu staje się trudny do odlania. Molibden, wolfram, magnez i krzem, wchodząc w reakcje z zawartym w stopie węglem (< 0,4%), tworzą węgliki, które podczas stygnięcia osadzają się na granicy faz, zwiększając twardość i wytrzymałość stopu. Wzrost zawartości węgla w stopie, który może mieć miejsce podczas nieprzestrzegania zgodnej z zaleceniami producentów technologii odlewania, prowadzi do wzrostu kruchości i późniejszych uszkodzeń uzupełnień protetycznych. Twardość stopów chromowo-kobaltowych wynosi 280-360 HV w skali Vickersa, ponadto cechuje je niski stopień przewodnictwa cieplnego, wysoki moduł sprężystości (180-230 GPa), wytrzymałość na rozciąganie (650-1000 MPa), krótki czas chłodzenia po odlaniu oraz temperatura topnienia w zakresie 1240-1420° C.

Bardziej znanymi produktami tej grupy stopów są: Remanium GM 380 (Bego), Remanium GM 800 (Bego), Remanium GM900 (Bego), Wironium (Dentaurum), Wironit (Dentaurum), Wirobond (Dentaurum).

TABELA 12.4. Skład chemiczny wybranych stopów chromowo-kobaltowych

Stopy chromowo-kobaltowe do napalania ceramiki					
Nazwa stopu	Co	Cr	Mo	W	Inne
Wirobond C	61%	26%	6%	5%	Si, Ce, Fe
Wirobond SG	61,5%	26%	6%	5%	Si, Fe
Stopy chromowo-kobaltowe do wykonawstwa protez ruchomych					
Nazwa stopu	Co	Cr	Mo	W	Inne
Remanium GM 380	64,6%	29%	4,5%	0	Si, Mn, N, C
Remanium GM 900	62%	30%	5,5%	0	Si, Ta, N
Wironium	63%	29,53%	5%	0	Si, Mn, Fe, N
Wironit	64%	28,65%	5%	0	Si, Mn, C

Stopy tytanu

Tytan stanowi 0,56% pokrycia skorupy ziemskiej i jest – wspólnie z glinem, żelazem oraz magnezem – najczęściej występującym metalem, podczas gdy będące synonimem wysokich wartości złoto stanowi zaledwie 1 milionową %. Współcześnie każdego roku na świecie przerabia się około 100 000 ton tytanu. Ten stalowo-srebrzysty metal nie ma smaku i zapachu. Bardzo niski (15 razy niższy niż złota oraz 4 razy niższy niż w przypadku niklu i kobaltu) współczynnik przewodnictwa cieplnego (21,4 W/mK) sprawia, że stanowi on swoistą ochronę przed możliwością podrażnień termicznych miazgi. Moduł sprężystości tytanu wynosi 100 GPa i jest porównywalny z typowymi stopami złota grupy IV. Jest on jednak znacznie niższy w porównaniu ze stopami chromowo-kobaltowymi i dlatego uzupełnienia protetyczne wykonane ze stopów tytanu powinny być pogrubione o 30-50%, celem zachowania odpowiedniej stabilności i odporności na skręcanie. Niska gęstość tytanu wynosząca 4,51 g/cm³ powoduje, że wykonane z jego stopów konstrukcje są lekkie przy równoczesnym zachowaniu sztywności i twardości. Korzystną cechą tytanu jest też jego dobra przepuszczalność dla promieni rentgenowskich, co sprawia, że słaby cień, jaki dają na zdjęciach konstrukcje tytanowe, nie zasłania ciemnych plam próchnicowych, jak również pozwala ocenić szczelność przylegania elementów retencyjnych mostów adhezyjnych (nie jest to widoczne na RTG, w przypadkach gdy zastosowano materiały bardziej kontrastowe).

Temperatura topnienia tytanu w porównaniu z innymi metalami stosowanymi w protetyce stomatologicznej jest wysoka i wynosi 1668°C. Cechą charakterystyczną procesu topienia tego metalu jest również dymorfizm sprawiający, że w temperaturze poniżej 885 ± 2°C tytan przybiera formę heksagonalną (α – tytan), natomiast powyżej tej temperatury zmienia ją na formę regularną przestrzennie centrowaną (β – tytan), która jest bardziej krucha. Cechy te, jak również duże powinowactwo do tlenu, azotu, wodoru i krzemu, powodują, że tytan nie może być przetwarzany w oparciu o tradycyjnie wyposażoną pracownię techniki dentystycznej i według procedur stosowanych się według specjalnie opracowanej technologii odlewnictwa lub w systemie CAD/CAM. W odlewnictwie tytanu wykorzystuje się system ciśnieniowo-próżniowy w układzie



Ryc. 18. Próbkki powierzchni tytanu pokrytej warstwą tlenków.

dwóch komór. W komorze górnej po wypompowaniu powietrza i wypełnieniu argonem topi się metal za pomocą łuku świetlnego, a następnie wtlacza do formy odlewniczej umieszczonej w dolnej komorze próżniowej. Ze względu na łatwe wchodzenie tytanu w reakcję z krzemem do sporządzania form odlewniczych używa się specjalnych mas ogniotrwałych z małą zawartością kwarcu, który został zastąpiony tlenkami glinu, magnezu, cyrkonu oraz itru charakteryzujących się małą zdolnością łączenia z tytanem. Podczas odlewania stosuje się technologię tak zwanego „zimnego odlewu”, polegającą na tym, że po odpowiednim wygrzaniu pierścienia odlewniczego obniża się jego temperaturę do 450°C, co sprawia, że zawarta w masie osłaniającej krzemionka w małych ilościach nie wchodzi w reakcję z tytanem. Zgodnie z ogólnym kierunkiem współczesnej techniki dentystycznej również w odniesieniu do tytanu w wykonawstwie protez stałych na podbudowie tytanowej wykorzystuje się techniki CAD/CAM, które skutecznie wypierają technikę odlewania, gdyż – jak wykazuje praktyka kliniczno-laboratoryjna – są pozbawione powyższych niedogodności technologicznych.

Wysoka w porównaniu z innymi metalami odporność tytanu na korozję jest związana z jego dużą reaktywnością powodującą, że już po kilku milisekundach na wypolerowanej powierzchni stopu powstaje (niewidoczna dla oka) warstwa tlenków tytanu. Ta nadzwyczaj trwała powłoka wytworzona przez dwutlenek tytanu (TiO_2) skutecznie zabezpiecza konstrukcje wykonane z tytanu przed wpływami środowiska jamy ustnej. Właściwość ta ma istotne znaczenie dla procesu osteointegracji wszczepów tytanowych. Przeprowadzone w ostatnich latach badania nad możliwością elektrolitycznego polerowania powierzchni tytanu oraz jego stopów wykazały, że w skład pasywnej warstwy tlenkowej wchodzi także podtlenek tytanu (Ti_2O_3). Ta wysoka reaktywność utrudnia polerowanie tytanu i jego stopów. W trakcie polerowania mechanicznego nie można przekraczać 15 000 obrotów na minutę, gdyż dochodziłoby wówczas do znacznego przegrzania konstrukcji protetycznej, co ze względu na zmiany fazowe prowadzi nie tylko do wzrostu kruchości, lecz także do wzrostu reaktywności tytanu z tlenem, a co za tym idzie – uniemożliwia osiągnięcie wysokiego stopnia wypolerowania.

Tytanowe elementy (podbudowy) protez stałych (podobnie jak implanty) wykonuje się z czystego tytanu (ang. *commercially pure titanium* – cpTi), który w zależności od zawartości tlenu i żelaza jest dostępny w czterech klasach czystości: klasa pierwsza zawiera do 0,15% Fe i 0,12% O, druga 0,2% Fe i 0,18% O, trzecia 0,25% Fe i 0,25% O, a czwarta 0,3% Fe i 0,25% O. Te niewielkie na pozór różnice mają jednak duży wpływ na właściwości fizykochemiczne i mechaniczne, co sprawia, że w praktyce laboratoryjno-klinicznej stosuje się wyłącznie tytan pierwszej i drugiej klasy czystości. Natomiast protezy szkieletowe – ze względu na konieczność zapewnienia odpowiedniej sprężystości elementów retencyjnych, jakimi są klamry protetyczne – wykonuje się ze stopu tytanu (87%) z glinem (6%) i niobem (7%).

Niewątpliwe zalety techniczno-użytkowe tytanu oraz jego nadzwyczajna biogodność w bezpośrednim kontakcie z tkankami żywego organizmu sprawiają, że jest to obecnie podstawowy materiał, z którego wykonywane są implanty śródkostne. W przyszłości materiał ten prawdopodobnie będzie stopniowo zastępował stopy dotychczas stosowane w wykonawstwie protez (np. konstrukcji szkieletowych), gdzie istotne znaczenie ma ciężar właściwy oraz niskie przewodnictwo cieplne tytanu i jego stopów.

Stopy ćwiczebne

Stopy ćwiczebne stanowią osobną grupę materiałów pomocniczych wykorzystywanych do ćwiczeń laboratoryjnych z zakresu materiałoznawstwa. Ze względu na właściwości oraz łatwość obróbki mechanicznej godny polecenia wydaje się stop ćwiczebny stosowany w Katedrze krakowskiej, opracowany według patentu własnego PR-82C o przybliżonym składzie substratów: miedź – 59%, srebro – 40% oraz cynk – 1%. Stop ten w wersji klinicznej może być również stosowany jako materiał do odlewania indywidualnych wkładów koronowo-korzeniowych służących jako podbudowa dla koron protetycznych.

12.4. Problem nadwrażliwości na stopy metali

W piśmiennictwie dotyczącym materiałów stomatologicznych wiele uwagi poświęca się problemowi biogodności (biokompatybilności). Według definicji sformułowanej w 1987 roku przez European Society for Biomaterials biokompatybilność jest to „zdolność do spełnienia funkcji przy zachowaniu właściwej reakcji gospodarza w danym zastosowaniu”. Jednak by prawidłowo ten termin odczytać, należy przyjąć, że nie ma materiałów zupełnie biologicznie obojętnych, ponieważ każdy materiał, nawet taki, który określa się jako biogodny, po umieszczeniu w tkankach wywiera na nie określony wpływ, wywołując również reakcję odwrotną. W gruncie rzeczy chodzi o to, aby reakcja ta mieściła się w granicach normalnych procesów adaptacyjnych, nie przekraczając granicy patologii. Wzajemne reakcje układu organizm-materiał zależą nie tylko od właściwości organizmu i materiału, ale także od funkcji pełnionej przez materiał, który z upływem czasu, np. pod wpływem działających na niego sił, może zmienić właściwości. Inną przyczyną zmienionej reakcji tego układu może być pogorszenie ogólnego stanu zdrowia pacjenta. Zatem odpowiedź organizmu na zastosowane materiały jest

procesem dynamicznym, zależnym zarówno od pełnionej przez nie funkcji, jak i czasu przebywania w organizmie.

W praktyce klinicznej używa się około 40 pierwiastków metalicznych, które są składnikami stopów dentystycznych, a wśród mogących wywołać odczyny alergiczne wymienienia się nikiel, chrom, kobalt, pallad, srebro i miedź. Opisano także pojedyncze przypadki uczulenia na złoto, z którego wykonane były uzupełnienia protetyczne. Natomiast metale uważane za potencjalnie karcynogenne oraz potencjalnie toksyczne uwalniają się w jamie ustnej w stosunkowo niewielkim stopniu, tak że nie stanowią realnego zagrożenia dla zdrowia pacjentów. Są jednak groźne dla techników dentystycznych z powodu długotrwałego narażenia zawodowego na wdychane pyły powstające podczas procesów przetwarzania (obróbki technicznej i polerowania) metalowych uzupełnień protetycznych.

Z biologicznego punktu widzenia kluczową właściwością stopów dentystycznych jest ich podatność na korozję, która prowadzi do uwalniania jonów metali będących składnikami poszczególnych stopów. W literaturze przedmiotu największa liczba doniesień związanych z problemem biogodności stopów dentystycznych dotyczy alergizujących właściwości niklu, (wywołuje więcej reakcji alergicznych niż wszystkie pozostałe metale wchodzące w skład stopów dentystycznych). Stwierdzono, że nikiel może wywoływać alergiczne zapalenie błony śluzowej i skóry mające charakter opóźnionego odczynu komórkowego typu IV, manifestującego się grudkowatymi, swędzącymi i ograniczonymi zmianami występującymi w miejscu kontaktu błony śluzowej z uzupełnieniem protetycznym. Opisane są również przypadki, w których obserwowano wyprysk alergiczny oraz pokrzywkę w częściach ciała odległych od jamy ustnej.

Spotykać można opinie mówiące, że aby doszło do wystąpienia reakcji alergicznej na błonie śluzowej jamy ustnej, potencjał antygenowy określonego czynnika musi być od 5 do 12 razy silniejszy niż ten, który wywołuje podobne reakcje na skórze, co jest najprawdopodobniej związane z różnicami w koncentracji komórek Langerhansa. Ponadto w odróżnieniu od skóry jony metali nie podlegają kumulacji w komórkach błony śluzowej jamy ustnej, ponieważ prawie natychmiast zostają wraz ze śliną przemieszczone do dalszych odcinków przewodu pokarmowego. Pojawiające się doniesienia dotyczące oddziaływania jonów metali na komórki nabłonka dziąsłowego wskazują, że stężenia, które są potrzebne do ich uszkodzenia, są wyższe niż te, które mają miejsce podczas uwalniania jonów metali z uzupełnień protetycznych. Dzienna adsorpcja niklu pochodzącego z pożywienia wynosi 300-500 μg , natomiast w tym samym czasie ze stopów dentystycznych uwalnia się około 40 μg , co – jak potwierdzają badania – nie ma znaczenia w aspekcie toksyczności, może jednak powodować odczyny alergiczne, zwłaszcza że uzupełnienia protetyczne pozostają w jamie ustnej przez wiele lat.

Na początku lat 90. ubiegłego wieku pojawiły się doniesienia o możliwości wystąpienia zmian zapalnych w tkankach sąsiadujących z tytanowymi płytkami służącymi do zespolenia złamanych odłamów kostnych. Badania immunohistochemiczne wykazały w nich nacieki limfocytami CD4+ i CD8+, co sugeruje obecność przewlekłego procesu zapalnego, lecz również może być wynikiem odczynu opóźnionej nadwrażliwości na tytan. Jednocześnie nie stwierdzono przypadków nadwrażliwości na tytan po wykonaniu testów skórnych, co wynika zarówno z niedostatecznej penetracji zawiesziny diagnostycznej w głąb skóry, jak i z faktu, iż dwutlenek tytanu nie rozpuszcza się

w wodzie. Dowodzi to, że ten rodzaj testu nie jest odpowiedni dla oceny odpowiedzi komórkowej indukowanej przez sole tytanu. Ponadto zdaniem Thon i Schiwara wykrycie nadwrażliwości na metale przy użyciu konwencjonalnej diagnostyki z użyciem testów skórnych, w których substancja alergizująca jest aplikowana na 3-4 dni, stwarza trudności w określeniu, czy jest to odczyn alergiczny, czy też reakcja wynikająca z podrażnienia. Właściwą metodą pozwalającą wykryć alergię na metale jest diagnoza *in vitro* za pomocą testu immunologicznego z użyciem próbki krwi. Test ten określany jest w literaturze medycznej skrótem MELISA (ang. *Memory Lymphocyte Immunostimulation Assai*). Odpowiedź immunologiczną ocenia się na podstawie zdolności powstawania komórek limfoblastycznych z limfocytów, tzw. wskaźnika limfoblastycznego, po stymulacji domniemanym alergenem. Wyniki badań przeprowadzonych w Norwegii (Hensten-Pettersen) wykazały, że częstość, z jaką metalowe uzupełnienia protetyczne poprzez kontakt z tkankami jamy ustnej wywołują odczyny alergiczne, jest relatywnie niska, gdyż występuje u jednego na dwa tysiące badanych, co stanowi zaledwie 0,038%.

12.5. Podstawy techniki frezowania

We współczesnej technice wykonawstwa stałych i ruchomych uzupełnień protetycznych niezbędne jest stosowanie frezarki protetycznej, która zapewnia odpowiednią precyzję obróbki laboratoryjnej. Frezarka jest urządzeniem, które konstrukcją i zasadą działania przypomina paralelometr zaopatrzony w mikrosilnik protetyczny pozwalający na uzyskanie do 40 000 obrotów na minutę. Technika frezowania elementów konstrukcji protetycznych – stopni, podparć, płaszczyzn prowadzących, interloków – jest wykorzystywana na etapie modelu woskowego oraz na metalowym szkielecie konstrukcji protetycznej. Na wszystkich etapach postępowania laboratoryjnego, od projektowania (pomiar równoległości, blokowanie podcieni, modelowanie woskowego wzorca) poprzez ostateczne opracowanie i polerowanie uzupełnień protetycznych zaopatrzonych w precyzyjne elementy utrzymujące, powinno się stosować to samo urządzenie (frezarkę).

Do opracowania wosku i metalu stosuje się kompatybilne ze sobą frezy wykonane z węglików spiekanych o różnych rozmiarach (średnicy np. 1,3 mm, 2,0 mm) części pracującej, które wykorzystuje się w zależności od określonej sytuacji klinicznej. Dostępne są frezy lewo- i prawoskrętne, naprzemiennie-skośne, z wierzchołkiem (czołem) płaskim – które wykorzystuje się do frezowania stopni prostych, lub zaokrąglonym do opracowania stopnia rozwartego. Wszystkie frezy mają kąty zbieżności 0, 2, 4 i 6 stopni w stosunku do pionowego ramienia (paralelometrycznego) frezarki. Podczas opracowania modeli woskowych stosuje się od 3000 do 5000 obr./min, co nie powoduje topienia wosku, natomiast podczas frezowania metalu w zależności od rodzaju stopu (jego twardości) – od 8000 do 20 000 obr./min. W technice dentystycznej frezowanie metali w zależności od rodzaju konstrukcji protetycznej przebiega etapowo. W pierwszym etapie, tzw. frezowania wstępnego, stosuje się frezy naprzemiennie-skośne wraz z olejem do frezowania przy 10 000 obr./min, a następnie przeprowadza się tzw. frezowanie wygładzające przy prędkości 3000 obr./min frezem lewoskrętnym, którego przestrzenie

skrawając
frezowani
prędkości
polerowan
i równom
Szcz
ne, w ty
wnętrzn
powierz
loki, wy
jej wpro
stawy fr
niku fre
optyma
tarcia w
progra
(patrz

skrawające są wypełnione olejem do frezowania. W ostatnim etapie, określanym jako frezowanie precyzyjne, stosuje się frez lewoskrętny lub filc o równoległych ścianach przy prędkości 3000 obr./min z użyciem oleju do frezowania, wosku lub diamentowej pasty polerowniczej. Podczas całej procedury frezowania powinno się stosować nieznaczny i równomierny nacisk na wrzeciono skrawające.

Szczególnym zastosowaniem techniki frezowania są stałe konstrukcje protetyczne, w tym korony teleskopowe, które wymagają opracowania w zakresie koron wewnętrznych i zewnętrznych zgodnie z torem wprowadzenia protezy. Zasuwy boczne, powierzchnie prowadzące uzupełnień stałych oraz inne elementy, jak na przykład interfejs wprowadzenia na podłoże. Można to uzyskać, stosując we właściwej kolejności zębiny frezów o określonym stopniu nachylenia powierzchni bocznych. Uzyskane w wyniku frezowania ostrokonturowe powierzchnie protez stałych i ruchomych zapewniają optymalną ich fiksację i stabilizację na podłożu protetycznym poprzez wyzwolenie sił tarcia w momencie wprowadzania protezy na zęby filarowe. Specjalny rodzaj frezowania programowanego i sterowanego komputerowo stosowany jest w systemie CAD/CAM (patrz dalej).

12.6. Piśmiennictwo

1. Brantley W.A., Eliades T.: *Orthodontic materials, scientific and clinical aspects*. Stuttgart, Thieme 2001.
2. Creig R.G.: *Materiały Stomatologiczne*. Urban & Partner, Wrocław 2008.
3. Combe E.C.: *Wstęp do materiałoznawstwa stomatologicznego*. Sanmedica, Warszawa 1997.
4. Darowicki K.: *Procesy korozyjne*. Politechnika Gdańska, Gdańsk 2007.
5. Hanson M., Lobner D.: In vitro neuronal cytotoxicity of latex and nonlatex orthodontic elastics. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003, 126, 65-70.
6. Majewski S.: *Protetyka stomatologiczna. Podstawy teoretyczne i praktyka kliniczna*. Elsevier Urban & Partner, Wrocław 2013.
7. Majewski S.: *Rekonstrukcja zębów uzupełnieniami stałymi*. Wydawnictwo Fundacji Rozwoju Protetyki, Kraków 2005.
8. Majewski S.: Charakterystyka wszczepów zębowych stosowanych we współczesnej stomatologii. *Protet Stomatol* 1995, 45, 65-69.
9. Majewski S. i wsp.: Metale i ich stopy w jamie ustnej. *Stomat. Kliniczna*, 1981, 5, 65.
10. Majewski S. i wsp.: Patogeny wpływ na organizm stosowanych w jamie ustnej metali i ich stopów. *Stomat Kliniczna* 1981, 5, 77.
11. Majewski S. i wsp.: Zjawiska fizyko-chemiczne towarzyszące stosowaniu metali i ich stopów w jamie ustnej. *Stomat Kliniczna* 1981, 5, 71.
12. Majewski S.: Nowe technologie wytwarzania stałych uzupełnień zębowych: galwanofarming, technologia CAD/CAM, obróbka tytanu i współczesne systemy ceramiczne. *Protet Stomatol* 2007, 57, 124-131.
13. Mockers O.: Cytotoxicity of orthodontic bands, brackets and archwires in vitro. *Dent Mater* 2003, 311-317.
14. Nicholson J.W.: *The chemistry of medical and dental materials*. The Royal Society of Chemistry, Oxford 2002.
15. Pryliński M., Limanowska-Shaw H.: Właściwości tytanu i problem nadwrażliwości na ten metal. *Implantoprotetyka* 2007, 8, 50-51.
16. Rahilly G., Price N.: Current products and practice Nickel allergy and orthodontics.

Rozdział 13

NATURALNE I SYNTETYCZNE MATERIAŁY KOŚCIOZASTĘPCZE

Wiadomo, że następstwem utraty uzębienia naturalnego są procesy zanikowe struktur kostnych utrudniające stosowanie protez tradycyjnych, jak również często uniemożliwiające implantacje wszczepów śródkostnych. W celu poprawienia warunków anatomicznych dla zastosowania zarówno jednej, jak i drugiej metody zaopatrzenia protetycznego stosowane są zabiegi rekonstrukcyjne i regeneracyjne z użyciem:

- przeszczepów kostnych własnopochodnych,
- preparatów odzwierzęcych,
- kośćcozastępczych materiałów syntetycznych.

Preparaty pochodzenia odzwierzęcego (przeszczepy ksenogeniczne) uzyskuje się poprzez obróbkę fizyczno-chemiczną i termiczną, której celem jest usunięcie składników organicznych zagrażających ryzykiem zakażenia lub wystąpienia niekorzystnych reakcji immunologicznych ze strony organizmu biorcy. Są to preparaty stanowiące rodzaj rusztowania dla wrastającej własnej tkanki kostnej, który materiał ten po jego biodegradacji całkowicie zastępuje. Można więc mówić o działaniu regeneracyjnym tych preparatów w stosunku do struktur kostnych – po ich zastosowaniu do wypełnienia ubytków kostnych i trójwymiarowej augmentacji kości wyrostków zębodołowych.

Są to materiały, które w czystej postaci mają właściwości wyłącznie osteokondukcyjne. W celu uzyskania właściwości osteoindukcyjnych stosuje się infiltrację tych materiałów egzogennymi czynnikami wzrostowymi (Growth Factors, białka morfogenetyczne). Materiały te konfekcjonowane są w postaci granulatu lub formowane jako bloki.

Druga grupa materiałów służących do przedprotetycznej rekonstrukcji kości to preparaty w całości syntetyczne lub półsyntetyczne (wszczepy alloplastyczne), wśród których wyróżnia się:

- hydroksyapatyty i fosforany wapnia,
- szkło bioaktywne,
- polimery.

Materiały te służą jako wypełniacze ubytków kostnych, gdyż z wyjątkiem trójfosforanu wapnia nie ulegają biodegradacji i nie mają właściwości osteoindukcyjnych. W związku z tym, że są to materiały syntetyczne, ich stosowanie nie jest związane z zagrożeniami biologicznymi i zakaźnymi ze strony dawcy. Natomiast ograniczenia w ich stosowaniu wynikają z innego mechanizmu reakcji kostnej niż w przypadku materiałów pochodzenia naturalnego. Preparaty syntetyczne – jako nieulegające biodegradacji i mające wyłącznie właściwości osteokondukcyjne – nie są zastępowane przez nową tkankę kostną. Ulegają jedynie strukturalnemu przerastaniu, co w pojęciu biologicznym nie jest procesem trwałej regeneracji kości, jaka jest wymagana do implantacji wszczepów filarowych. Mogą jedynie być przydatne jako wypełniacze ubytków kostnych przed planowanym stosowaniem protez tradycyjnych. Materiały te są nadal modyfikowane co do składu chemicznego i właściwości fizycznych na poziomie molekularnym – przez co rozszerza się zakres ich stosowania w praktyce stomatologicznej.

ZASTOSOWANIE TECHNOLOGII CAD/CAM W PROTETYCE STOMATOLOGICZNEJ

W wykonawstwie protez stałych znalazły zastosowanie (znane dotąd i stosowane w wielu dziedzinach nauki i przemysłu) systemy:

- komputerowego wspomagania projektowania (*Computer Assisted Design* – CAD),
- komputerowego wspomagania produkcji (*Computer Assisted Manufacturing* – CAM).

Współczesna protetyka stomatologiczna wykorzystuje systemy CAD/CAM do projektowania (CAD) kształtu i zasięgu konstrukcji protetycznych w postaci wkładów koronowych, licówek, koron oraz mostów, a także szkieletów protez ruchomych i konstrukcji stosowanych w implantoprotetyce. Uzupełnieniem etapu projektowania jest wykonanie zaplanowanej konstrukcji protetycznej (CAM) w urządzeniu frezującym (obrabiarkie) sterowanym komputerem wyposażonym w odpowiednie oprogramowanie.

Komputerowo wspomagane systemy projektowania (CAD) różnią się pomiędzy sobą typem używanego do odwzorowania powierzchni opracowanego zęba trójwymiarowego zapisu danych, który może być wewnątrzustny (optyczny LED) lub zewnątrzustny (fotografia, stykowy, laserowy). Natomiast systemy komputerowego wspomagania produkcji (CAM) są zawsze podobne i składają się z cyfrowo sterowanej obrabiarki z głowicą frezującą, która przesuwa się względem elementu obrabianego.

Technologię CAD/CAM wykorzystano między innymi w systemie komputerowo sterowanego wykonawstwa wkładów koronowych, licówek i koron ceramicznych Cerec (Sirona), w systemie sporządzania koron i mostów Procera (Nobel Biocare), Lava (3M ESPE), a także w systemach KaVo Everest (KaVo) i Cercon smart ceramics (Degu Dent), do wykonywania każdego rodzaju protez stałych, łącznie z wieloczłonowymi mostami ceramicznymi, na bazie tytanu (także w implantoprotetyce) oraz chromo-kobaltu i uzupełnień tymczasowych z tworzywa akrylowego.

14.1. System CEREC

Pierwsza wersja systemu CEREC została opracowana w 1985 roku na Uniwersytecie w Zurychu i od tego czasu – w wersjach kilkakrotnie modyfikowanych – jest produkowana przez firmę Sirona Dental Systems.

System CEREC AC jest komputerowo wspomaganiem urządzeniem do wykonywania ceramicznych konstrukcji protetycznych bezpośrednio w gabinecie stomatologicznym (podczas jednej wizyty), bez konieczności wykonywania tradycyjnego wycisku i osadzania uzupełnień tymczasowych. W tej technologii można wyfrezować z ceramiki skalenkowej lub dwukrzemowo-litowej wkłady koronowe, licówki i korony oraz z tworzywa akrylowego czteroczęłkowe mosty tymczasowe. W skład systemu wchodzi: trójwymiarowa kamera pomiarowa video (Bluecam – pomiar optyczny), zintegrowany zespół elektroniczny (analiza i pamięć obrazu), monitor (dwunastokrotne powiększenie), zestaw komputerowy i frezarka trójwymiarowa (CEREC MCXL). Wycisk optyczny wykonywany jest kamerą zawierającą diodę LED emitującą światło widzialne niebieskie (o krótkiej długości fali), które nie powoduje przegrzania skanowanego zęba. Kamery można umieścić bezpośrednio na opracowanym zębie, korzystając ze wspornika, lub wykonać zdjęcie z niewielkiej odległości od skanowanej powierzchni (możliwość skanu jednego kwadrantu). Tryb automatycznej rejestracji obrazu wybiera najkorzystniejszy moment do zapoczątkowania ekspozycji, a system wykrywania wstrząsów (połączony z krótkim czasem rejestracji) zapewnia wykonywanie zdjęć tylko wówczas, gdy kamera jest nieruchoma. Oprogramowanie (Cerec 3D) automatycznie eliminuje zdjęcia o niedostatecznej jakości, a zarejestrowany wynik skanowania jest analizowany przez komputer. Pamięć systemu CEREC AC zawiera 2500 projektów konstrukcji protetycznych. Podczas projektowania system proponuje ostateczny kształt uzupełnienia w prawidłowych relacjach z zębami sąsiednimi i przeciwstawnymi. Jest to możliwe dzięki funkcji CEREC Biogeneric, która indywidualnie dla każdego przypadku analizuje i projektuje kształt przyszłej powierzchni zwarciowej i miejsc stycznych. Oprogramowanie wykazuje również miejsca zbyt cienkie, które mogą być przyczyną późniejszych pęknięć uzupełnienia protetycznego i wskazuje na modelu miejsca wykonania niezbędnych korekt.

Po zaprojektowaniu konstrukcji (co trwa kilkanaście minut) dobiera się odpowiedniej wielkości i koloru błocek ceramiczny, który może być również polichromatyczny (tzw. błočky PC mają budowę warstwową przypominającą strukturę zęba). Po umieszczeniu błočka w komorze urządzenia cyfrowa frezarka CEREC MCXL wykonuje rekonstrukcję w czasie kilkunastu minut z dokładnością do 25 μm . Prędkość frezowania jest kontrolowana przez komputerowe oprogramowanie (CEREC 3D) i uzależniona jest od parametrów ustawionych przez użytkownika (np. miejsce pozostawione na glazurę lub warstwę cementu).

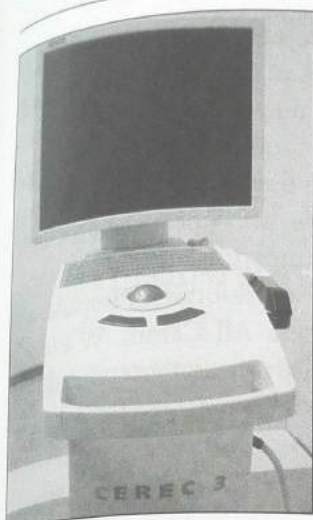
Istnieje możliwość przesyłania zarejestrowanego kamery (CEREC Bluecam) wycisku optycznego za pośrednictwem portalu internetowego CEREC Connect do wybranej pracowni techniki dentystycznej, która ma system CAD/CAM CEREC in Lab. Na podstawie przesłanych danych cyfrowych laboratorium wykonuje wirtualny model, a następnie projekt konstrukcji protetycznej, która jest frezowana w urządzeniu CEREC in Lab. W przypadku wykonawstwa laboratoryjnego istnieje możliwość wykonania

A
Ryc. 19

uzupe
równi
Sy
ją jed
protet
protet
nia im
przez

14.2.

Sy
CAD/
komp
koron
nie oc
(np. la
kację)
lewa s
skaner
Po dol
fowan
lub Ne
konu l
lub mo
nu (II)



A



B

Ryc. 19. Urządzenie Cerec 3 (A) i frezarka Cerec MCXL (B).

uzupełnienia protetycznego zarówno ceramiki skaleniowej, dwukrzemowo-litowej, jak również konstrukcji na bazie dwutlenku cyrkonu i uzupełnień ceramiczno-metalowych.

System CEREC w połączeniu z tomografią komputerową GALILEOS umożliwiającą jednocześnie planowanie leczenia implantologicznego i projektowanie konstrukcji protetycznej (sposób umiejscowienia i wymiary implantu oraz kształt uzupełnienia protetycznego). Takie postępowanie umożliwia wybór najkorzystniejszego rozwiązania implantoprotetycznego, a jego wizualizacja ułatwia uzyskanie świadomej akceptacji przez pacjenta zaproponowanego sposobu leczenia i jego końcowego efektu.

14.2. System Procera

System Procera (Nobel Biocare) wprowadził po raz pierwszy do technologii CAD/CAM bloczki z gęsto spieczonego czystego tlenku glinu (III). W tej wspomaganej komputerowo technologii z lat 90. ubiegłego wieku wykonywano głównie ceramiczne korony oraz krótkie mosty w przednim odcinku łuku zębowego. Postępowanie kliniczne nie odbiega od obowiązującego dla wykonawstwa koron protetycznych schodkowych (np. lanych), z tym że wymagany jest stopień przyszyjkowy typu Chamfer (o rozwartym kącie) jednakowy na całym przebiegu. Po wykonaniu konwencjonalnego wycisku odlewającego się model segmentowy, a następnie kikut oszlifowanego zęba mocuje w uchwycie skanera. Przesuwająca się wzdłuż modelu sonda rejestruje obraz skanowanego zęba. Po dokładnym określeniu przydziąłowej granicy preparacji zeskanowany model oszlifowanego zęba przesyła się drogą elektroniczną do zakładów w Goeteborgu (Szwecja) lub New Jersey (USA). W centralnym laboratorium z tlenku glinu (III), dwutlenku cyrkonu lub tytanu sporządzana jest podbudowa korony (kopuła korony, rdzeń korony) lub mostu. W przypadku podbudowy wykonanej z ceramiki monofazowych [tlenek glinu (III), dwutlenek cyrkonu] przeprowadza się proces syntetyzacji, w wyniku którego

poprzez kompresję przestrzeni międzykrystalicznych uzyskuje się dużą wytrzymałość mechaniczną spiekanej konstrukcji – wytrzymałość na zginanie od 699 MPa [tlenek glinu (III)] do 1200 MPa (dwutlenek cyrkonu) – co pozwala na zredukowanie grubości podbudowy z 0,5-0,6 mm (korony lane ze stopów złota i tytanu) do 0,3 mm (podbudowy ze stopów chromowo-kobaltowych), co ma znaczenie dla estetyki oraz ochrony przyzębia. Na bazie tak sporządzonej podbudowy następuje – już w pracowni techniki dentystycznej – indywidualne modelowanie całej korony lub mostu według stosownego kształtu anatomicznego i koloru z użyciem ceramiki o właściwie dobranym współczynniku rozszerzalności cieplnej (WRC) np.: Rhondo lub Ducera All Ceram. W efekcie otrzymuje się konstrukcję protetyczną trwałą oraz spełniającą wymogi estetyki (dzięki wyeliminowaniu metalu).

14.3. System Lava

System Lava (3M ESPE) umożliwia wykonanie ceramicznych uzupełnień protetycznych na podbudowie z dwutlenku cyrkonu (korony, mosty sześcioczęłkowe, łączniki implantologiczne) w technologii CAD/CAM. W skład systemu wchodzi: skaner optyczny (Lava scan), komputer wraz z oprogramowaniem (Lava software), frezarka (Lava form) i piec do syntezy (Lava therm).

Optyczny skaner służy do rejestrowania określonych fragmentów segmentowego modelu roboczego (kikuty oszlifowanych zębów i zęby sąsiednie). Przed procesem skanowania model oszlifowanego zęba pokrywa się preparatem (Scan Spray, Dentaco), który poprzez zmatowienie powierzchni gipsu blokuje powstawanie refleksów świetlnych (brak odbicia światła). Błyszcząca powierzchnia silnie odbija światło, co negatywnie wpływa na jakość odczytywanych przez skaner danych. Urządzenie wykrywa i przekształca w postać cyfrową 120 000 punktów na powierzchni modelu oszlifowanego zęba. Proces rejestracji danych pomiarowych rozpoczyna się od strony powierzchni żującej lub brzegu siecznego, a kończy na przyszyjkowej granicy preparacji. Urządzenie może być połączone bezpośrednio z frezarką (tzw. skaner systemowy) lub stanowić odrębną jednostkę (tzw. skaner współpracujący), która przesyła dane pomiarowe (z pracowni techniki dentystycznej) drogą elektroniczną do laboratorium centralnego.

Po zeskanowaniu rozpoczyna się proces projektowania podbudowy, który obejmuje określenie takich parametrów, jak: grubość ścian, wzmocnienie pobrzeża, przestrzeń dla cementu łączącego, a także (w przypadku mostów) wstawianie pomiędzy zęby filarowe przęsła o odpowiednim kształcie i wielkości (system automatycznie dostosowuje przęsło do kształtu wyrostka zębodołowego i uwzględnia miejsce dla warstwy ceramiki licującej). Gotowy projekt konstrukcji protetycznej jest analizowany przez system Lava calc, który oblicza tzw. ścieżkę frezowania i przesyła zebrane dane do urządzenia frezującego. Sterowana komputerowo frezarka (Lava form) umożliwia wykonanie trójwymiarowych podbudów koron i mostów z bloczków dwutlenku cyrkonu (Lava frame). Proces frezowania składa się z trzech etapów, które obejmują: kształtowanie zgrubne, wykończenie oraz wycinanie przestrzeni dla cementu łączącego. Czas frezowania podbudowy trójczłonowego mostu trwa około 50 minut. Wyfrezowaną konstrukcję po od-

cięciu kanałów łączących z ramką bloczka i wygładzeniu umieszcza się w piecu Lava therm celem syntetyzacji, która trwa 11 godzin w temperaturze 1500°C.

Gotowe podbudowy licuje się ceramiką Lava ceram, która jest dostępna w 16 kolorach według klucza Vita Classic.

14.4. System KaVo Everest

System KaVo Everest (KaVo) jest jednym z najnowocześniejszych systemów umożliwiających wytwarzanie uzupełnień protetycznych z różnorodnych materiałów, takich jak: tytan, szkło ceramiczne (tworzywo szklano-krystaliczne) oraz dwutlenek cyrkonu w postaci cyrkonii miękkiej, twardej i silikatowej (HPC) do wykonywania podbudów koron i szkieletów mostów, a także konstrukcji wieloelementowych obejmujących cały łuk zębowy. Wykonanie uzupełnień protetycznych w tym systemie jest możliwe w warunkach laboratorium techniki dentystycznej bez konieczności internetowego przesyłania danych do laboratorium centralnego, jak to ma miejsce w systemach Lava i Procera.

W skład systemu wchodzi: skaner, specjalistyczne oprogramowanie, komputer, frezarka i piec do syntetyzacji dwutlenku cyrkonu. Skaner dokonuje cyfrowego pomiaru modelu, wykorzystując zmienną częstotliwość pasm światła. Pole skanowania obejmuje obszar 40 x 60 mm, co stwarza możliwości zaplanowania protez stałych do odtworzenia nie tylko pojedynczych zębów, lecz także rozległych konstrukcji wieloelementowych obejmujących cały łuk zębowy. W skanerze zamontowany jest stolik obrotowy, który można ustawiać w pochyleniu, co umożliwia wykrywanie podcieni na skanowanym obszarze modelu. Pomiary są wykonywane z dokładnością do 20 µm, a czas pomiaru wynosi około 4 minut. Specjalistyczne oprogramowanie pozwala na automatyczne wykrycie granicy preparacji, z możliwością jej korekty manualnej, a także umożliwia precyzyjne zaplanowanie kształtu przyszłej konstrukcji protetycznej. Po etapie planowania kształtu i określeniu rodzaju materiału, z jakiego ma być wykonana proteza stała, następuje faza frezowania w specjalnej frezarce tego systemu, która ma możliwość frezowania w pięciu płaszczyznach, a cały proces może odbywać się bez wymiany frezów dzięki zastosowaniu podwójnego wrzeciona. We frezarce można zamontować wieloelementy: cztery pojedyncze korony i dwa krótkie mosty lub jedną konstrukcję wieloelementową (rozległą). Czas frezowania wynosi dla: wkładu koronowego i licówki z ceramiki szklanej 25 minut, korony z tego samego materiału tytanowego 90-110 minut, a sameściocłonowego mostu 35 minut, jednolitego mostu tytanowego 40-45 minut. Osobnym go tytanowego szkieletu przeszła mostu sześciu 0- członowego 40-45 minut. Osobnym urządzeniem w systemie jest piec do syntetyzacji (spiekania) konstrukcji wykonanych z prefabrykowanych bloczków cyrkonowych.

Do wykonania wkładów koronowych oraz pojedynczych jednolitych koron ceramicznych wykorzystywana jest ceramika szklana – tworzywo szklano-krystaliczne o nazwie Everest G-Blank. Ceramika szklana charakteryzuje się naturalną przeziernością, biogodnością, wysoką odpornością na działanie sił mechanicznych oraz dobrą polerowalnością. Fabrycznie przygotowane formy są dostępne w dwóch wymiarach, tj. 12 i 16 mm, oraz trzech kolorach obejmujących klasyczne grupy kolorystyczne dla klucza Vita.

Everest G-Blank jest gotowym półproduktem, który fabrycznie został poddany spiekaniu i po frezowaniu z nadaniem pożądanego kształtu, polerowaniu i indywidualnej charakterystyki może być osadzony w jamie ustnej (wkład, korona). Cementowanie uzupełnień protetycznych wykonanych z tego materiału odbywa się zgodnie z wymogami cementowania adhezyjnego.

Odmianą tego samego tworzywa szklano-krystalicznego jest materiał o tej samej nazwie (KaVo Everest G-Blank), lecz przeznaczony na podbudowy koron wykonywanych na zęby przednie i boczne. Dlatego bloczki (półfabrykaty) tej ceramiki dostarczane są w wymiarach: 10 mm, 12 mm i 16 mm. Ta ceramika jest też określana jako „cyrkonია miękka”. Podbudowa wykonana z tego materiału licowana jest w konwencjonalny sposób ceramiką Everest G-Ceram dostępną w 16 różnych kolorach według klucza Vita (od A1 do D4).

System uzupełnia zestaw do indywidualnej charakterystyki Everest G-Stains złożony z 11 podbarwiaczy (farbek) oraz czterech materiałów cieniujących, glazury i płynu. Można również zastosować ceramiki o takim samym współczynniku rozszerzalności cieplnej (WRC) jak Triceram (Espident) lub Inicial (GC). Cementowanie powinno odbywać się przy zastosowaniu techniki adhezyjnej.

Do wykonania wieloczłonowych, rozległych mostów w bocznych odcinkach łuku zębowego przeznaczony jest materiał Everest Z-Blank, określany również jako „cyrkonია twarda”. Dwutlenek cyrkonu stosowany do formowania podbudowy koron ceramicznych dostarczany jest w postaci bloczków, które zostały uformowane w procesie prasowania, przez co został zagęszczony i po wyfrezowaniu będzie podlegał procesowi syntetyzacji (spiekania). Po zeskanowaniu modelu roboczego bloczek jest frezowany tak, aby uzyskać formę o około 1/3 większą od żądanej wielkości docelowej (proporcje są obliczane przez program komputerowy), gdyż w procesie spiekania wymiar podbudowy całej konstrukcji ulega zmniejszeniu do zaplanowanej wielkości. Materiał KaVo Everest Z-Blank jest specjalnie syntetyzowanym (spiekany) dwutlenkiem cyrkonu stabilizowanym itrem (dostarczany w postaci bloczków o wymiarach 12 mm, 16 mm, 33 mm i 45 mm), który jest przeznaczony do wykonywania wieloczłonowych mostów ceramicznych w odcinkach bocznych łuku zębowego. Do licowania podbudów protez stałych wykonanych z materiału Everest Z-Blank (do pożądanego kształtu docelowych) przeznaczona jest specjalna ceramika, np. D-Ceramic (Vita).

Najnowszym materiałem ceramicznym stosowanym do wykonania podbudowy konstrukcji protez stałych, szczególnie wieloczłonowych, jest materiał Everest ZS-Blank. Jest to tzw. cyrkonია silikatowa (ceramika niewykazująca skurczu w procesie syntetyzacji), określana jako materiał HPC (ang. *High Performance Ceramic*), dostarczana w bloczkach o wymiarach 16 mm, 20 mm, 40 mm, a nawet 760 x 25 mm. Do licowania zalecana jest ceramika Everest HPC-Ceram oraz Everest HPC-Stain. Materiał ten charakteryzuje się biogodnością, krótkim czasem syntetyzacji, wysoką trwałością mechaniczną.

Elementem składowym systemu KaVo Everest jest również czysty tytan o nazwie Everest T-Blank, formowany w postaci bloczków o różnych rozmiarach przeznaczonych do wykonania podbudowy koron i mostów. Dostępne wymiary bloczków – dla koron 10 mm, 12 mm, 16 mm i dla mostów 33 mm i 45 mm – stwarzają możliwość wykonywania rozległych konstrukcji wieloczłonowych w jednym bloku funkcyjnym, np. mostów

i/lub koron zblokowanych oraz konstrukcji implantoprotetycznych. Do licowania polecana jest ceramika Titanium Ceramic (Vita) lub materiał złożony.

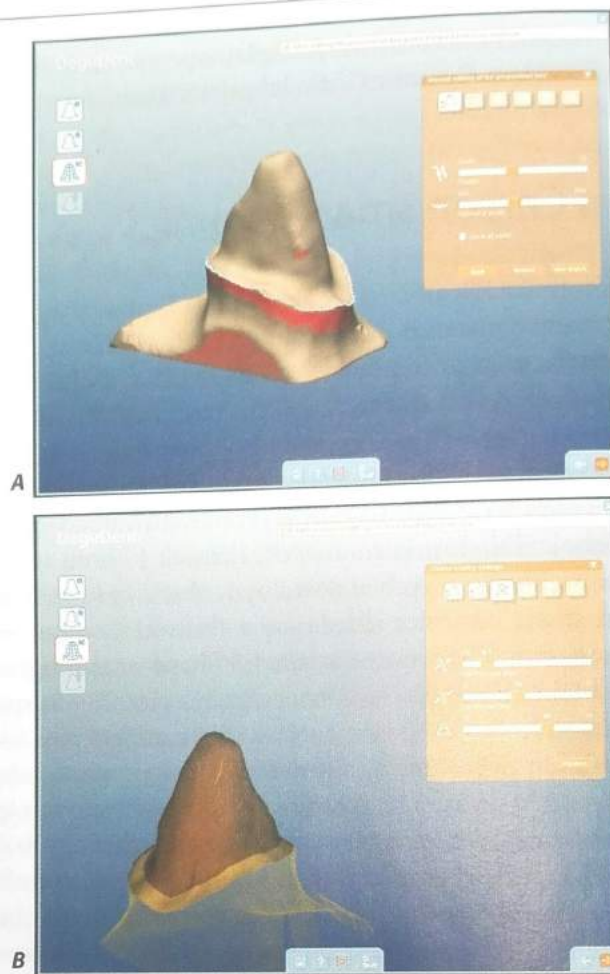
14.5. System Cercon smart ceramics

Cercon smart ceramics (Degu Dent) opiera się na zautomatyzowanym komputerowo skanowaniu i obróbce materiałów w technologii CAD/CAM. Materiałem podstawowym jest dwutlenek cyrkonu stabilizowany itrem (3Y – TZP) w formie opakerowej (Cercon base) i o podwyższonej translucencji (Cercon ht). Ponadto w systemie wykorzystuje się tworzywo uretanowe spalające się bez pozostałości (Cercon base cast) do frezowania podbudowy konstrukcji protetycznych odlewanych ze stopów metali i tworzywo akrylowe (Cercon base PMMA) do wykonawstwa uzupełnień tymczasowych. W tej technologii obok wkładów koronowych, licówek i koron możliwe jest również wykonanie mostów wielocłonowych w dowolnym obszarze łuku zębowego.

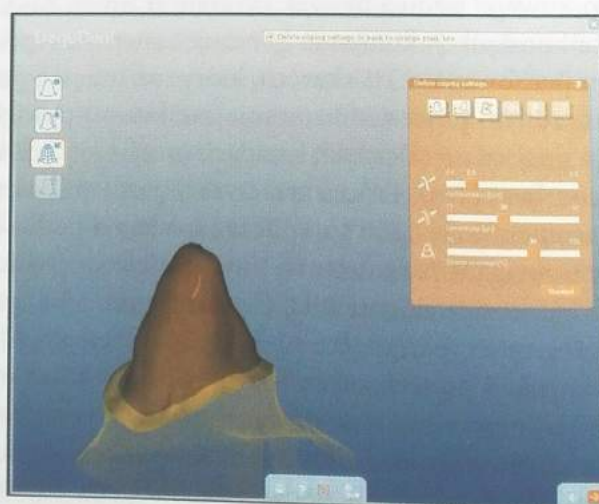
System Cercon smart ceramics składa się z frezarki Cercon brain expert, która współpracuje ze skanerami Cercon eye & art. I 3 Shape oraz programami Cercon art i Dental Desinger, a także komputerowo sterowanymi piecami do spiekania ceramicznej podbudowy Cercon heat (do 30 elementów) i Cercon heat plus (do 60 elementów). Urządzenie Cercon brain expert ma silnik sterowany za pomocą pola magnetycznego, co pozwala utrzymać stałą szybkość frezowania oraz właściwą pozycję frezów.

Wykonawstwo laboratoryjne przebiega według zasad zbliżonych do prac ze stopów metali szlachetnych. Przed przystąpieniem do modelowania uzupełnienia protetycznego przeprowadza się analizę palalelometryczną celem ustalenia zbieżności ścian (filary muszą mieć wspólny tor wprowadzenia) oraz blokuje istniejące podcienie (wosk CAD/CAM). Wymodelowaną w wosku konstrukcję pokrywa się srebrnym proszkiem (celem eliminacji refleksów świetlnych) i umieszcza w ramce urządzenia skanującego Cercon brain, natomiast z drugiej strony ramienia montuje się odpowiednio dobrany do wielkości woskowego wzorca bloczek cyrkonu (Cercon base, Cercon ht). Po zeskanowaniu wzorca konstrukcji komputer generuje nowy, powiększony kształt całego modelu celem skompensowania 22% skurczu, który ma miejsce podczas późniejszego spiekania. Po zakończonym procesie frezowania uwalnia się powiększoną podbudowę z ramki, wyrównuje miejsca po odciętych kanałach utrzymujących i umieszcza w piecu (Cercon heat, Cercon heat plus). Proces syntetyzacji jest komputerowo kontrolowany i trwa 6 godzin w temperaturze 1350°C. Podczas spiekania podbudowa uzyskuje właściwą wielkość oraz wymagane parametry wytrzymałościowe. Do licowania konstrukcji wykonanych z cyrkonu stosuje się ceramikę Cercon Ceram S lub ceramiki innych producentów o takim samym współczynniku rozszerzalności cieplnej (WRC).

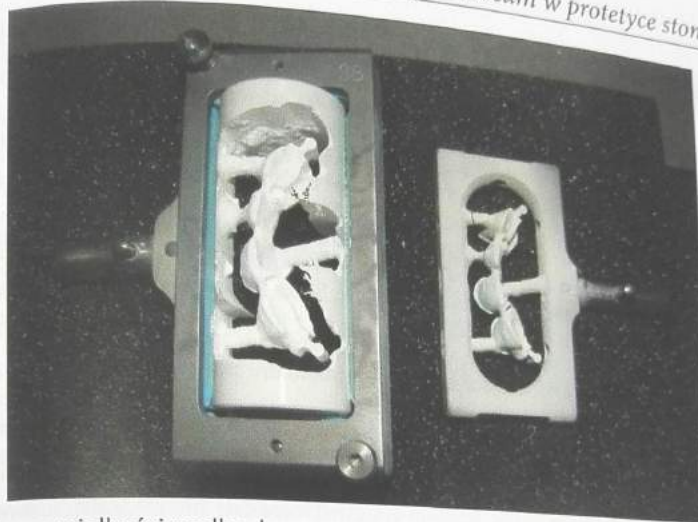
Wykonanie konstrukcji protetycznych jest możliwe również w laboratorium centralnym (Compartis) po przesłaniu zeskanowanego (Cercon eye & art., 3 Shape) modelu drogą elektroniczną. W centrum frezowania i spiekania wykonuje się uzupełnienia protetyczne z dwutlenku cyrkonu, stopów szlachetnych, chromowo-kobaltowych, tytanu, tworzywa akrylowego i wosku. Ponadto w technice SLM (ang. *Selective Laser Melting*) wytwarza się ze sproszkowanego stopu chromowo-kobaltowego spiekane



Ryc. 20. Model zęba pod koronę: wyznaczanie granicy preparacji (A) i zaprojektowana podbudowa (B).



Ryc. 21. Zaprojektowana podbudowa w odniesieniu do przyszłego olicowania materiałem ceramicznym.



Ryc. 22. Różnice w wielkości podbudowy mostu (szkielet mostu) po frezowaniu i syntetyzacji.

laserem podbudowy koron i mostów. Wykonane w tej technice konstrukcje mają dużą gęstość, są pozbawione naprężeń wewnętrznych i porowatości, niezależnie od rozległości uzupełnienia protetycznego.

14.6. Frezowanie kopiujące

Technologia frezowania kopiującego (ang. *copy milling* – system Celay, Microna) służy do laboratoryjnego wytwarzania uzupełnień protetycznych z prefabrykowanych bloczków ceramicznych. Do wykonania wkładów, koron i mostów stosuje się ceramikę skaleniową, tlenek glinu (III) i dwutlenek cyrkonu. W połączeniu z techniką In-Ceram można wykonać konstrukcje z tlenku glinu (III) (Vita In-Ceram Alumnia) lub spinelu glinianu magnezu (Vita In-Ceram Spinell).

Uzupełnienie protetyczne modeluje się na modelach segmentowych z zastosowaniem żywicy światłoutwardzalnej, a następnie osadza w uchwycie mechanizmu kopiującego. W zależności od wielkości wymodelowanego wzorca dobiera się odpowiednich rozmiarów bloczek ceramiczny, który umieszcza się w części frezującej urządzenia. Kształt wzorca jest kopiowany za pomocą sensorów mechanicznych i jednocześnie frezowany z zastosowaniem chłodzenia wodą. Urządzenie (kopiująco-frezujące) jest sterowane turbiną powietrzną pod ciśnieniem 4,2 bara.

Technika frezowania kopiującego ze względu na ograniczone możliwości oraz czasochłonność (konieczność modelowania uzupełnienia protetycznego z żywicy) jest coraz skuteczniej wypierana przez technologie CAD/CAM.

TECHNOLOGIA GALWANOFORMINGU

Technologia galwanoforringu wykorzystuje proces elektrolizy, w wyniku którego dochodzi do odkładania się na jednej z elektrod (w technice dentystycznej jest nią model będący katodą) homogennych atomów czystego złota stanowiących jednolitą strukturę nośną o pożądanym kształcie i grubości. Podczas tego procesu wytrąca się tzw. złoto homogenne o czystości 99,99% (monometal), które spełnia najwyższe wymagania biogodności stawiane materiałom podstawowym w protetyce stomatologicznej. Stosowanie jednorodnego metalu, jakim jest czyste złoto galwaniczne, eliminuje możliwość występowania korozji lub alergii, które towarzyszą różnym składnikom stopów metali.

Zastosowanie technologii galwanoforringu daje możliwości wykonania różnorodnych uzupełnień protetycznych, jak: wkłady koronowe, korony, konstrukcje oparte na teleskopach lub wszczepach. Wysoki stopień dokładności koron teleskopowych (wewnętrznych i zewnętrznych) zapewnia korzystne tarcie tych elementów, cienkościenność i niski ciężar właściwy. Technologia galwanoforringu umożliwia uzyskanie dobrych efektów estetycznych, gdyż cienka warstwa szkieletu podbudowy wynosząca około 0,2 mm pozostawia większą ilość miejsca dla ceramiki licującej (stosunek ceramika-metal 4:1). Ponadto czyste złoto nie powoduje późniejszych przebarwień uzupełnienia protetycznego oraz metalicznego zabarwienia w okolicy przyzębia brzeżnego. W przypadku koron wykonanych ze stopów wysoko szlachetnych metodą odlewania podbudowa (ze względu na niski współczynnik sprężystości oraz małą twardość) ma grubość około 0,5 mm (stosunek ceramika-metal 1,7:1,0). W porównaniu z koronami ceramicznymi i metalowo-ceramicznymi (wykonanymi ze stopów wysoko szlachetnych) grubość korony jest mniejsza, co pozwala oszczędzać tkanki twarde zęba podczas szlifowania oraz uzyskać dobry efekt estetyczny i funkcjonalny. Dlatego stosowanie koron wykonanych techniką galwaniczną polecane jest szczególnie w przypadkach, w których występuje ograniczona ilość miejsca w okolicy przydziąsłowej (siekacze żuchwy i boczne siekacze szczęki). Podbudowy wykonane ze złota galwanicznego charakteryzują się twardością według Vickersa około 100-150 HV, która co prawda po procesie

napalania ceramiki licującej spada do 50 HV, ale i tak pozostaje wyższa niż twardość stopów złota (25 HV wg Vickersa).

Złoto uzyskane w technice galvanoformingu wykazuje jednolitą strukturę wewnętrzną pozbawioną obszarów skurczu odlewniczego i zanieczyszczeń oraz zmniejszenie ziarnistości o około 80% (struktura drobnoziarnista). Eliminacja skurczu odlewniczego ma szczególne znaczenie w przypadku wykonywania precyzyjnych uzupełnień protetycznych opartych na implantach (implantoprotezy). Konstrukcje protez stałych wykonane techniką galwaniczną charakteryzują się wysoką szczelnością brzeżną wynoszącą 14-18 μm (w metodzie odlewowej 50-120 μm), co zmniejsza możliwość wypłukiwania cementu, a tym samym rozwoju próchnicy i stanów zapalnych przyzębia brzeżnego.

Postępowanie kliniczne w przypadku uzupełnień protetycznych wykonanych metodą galvanoformingu nie odbiega od ogólnie przyjętych procedur klinicznych stosowanych w praktyce protez stałych. Postępowanie laboratoryjne związane z wykonaniem uzupełnień protetycznych polega na odlaniu modelu roboczego z gipsu klasy IV (super twardego lub syntetycznego). Odpowiednio opracowany (likwidacja podcieni poniżej stopnia) i pokryty lakierem dystansowym kikut zęba (model filarowy) zostaje powielony w masie silikonowej (silikon techniczny). Po związaniu masy i usunięciu gipsowego modelu filarowego wykonuje się duplikat z żywicy epoksydowej, który łączy się z drutem miedzianym spełniającym funkcje przewodnika doprowadzającego prąd i uchwytu umożliwiającego umieszczenie go w elektrolicie (najczęściej siarczanie złota). Tak przygotowany kikut oraz miejsce łączenia z drutem miedzianym pokrywa się srebrnym lakierem przewodzącym prąd, a następnie umieszcza w komorze galwanizatora. Proces galwanizacji trwa od 1 do 11 godzin i jest uzależniony od grubości ścianek podbudowy (grubość warstwy złota), która ma być uzyskana, liczby elementów umieszczonych w elektrolicie oraz zawartości złota w roztworze (zalecana ilość to 90 g Au na litr roztworu). Po zakończeniu galwanizacji uzyskane elementy ze złota zdejmuje się z modelu i dokładnie oczyszcza z lakieru poprzez piaskowanie lub wytrawienie kwasem azotowym (roztwór 30-50%). Miejsce, w którym umieszczony był przewód miedziany, zostaje odcięte i wygładzone gumką silikonową, a w konstrukcjach złożonych do łączenia poszczególnych elementów (korony zblokowane) stosuje się laser. Aby przygotować powierzchnię do licowania ceramiką, złotą podbudowę piaskuje się tlenkiem glinu o średnicy ziarna 110 μm pod ciśnieniem 1,5 bara. Strumień piasku należy kierować na powierzchnię podbudowy pod kątem 90°, co zapobiega wybijaniu cząstek złota ze szkieletu. Następnie dwukrotnie powleka się podbudowę Bondem, który jest mieszaniną czystego złota i ceramiki (brak warstwy tlenków metali). Bezpośrednio na mokry Bond nakłada się opaker stanowiący wzmocnienie połączenia metalu z ceramiką. Na tak przygotowaną powierzchnię napalana jest ceramika skalenkowa o właściwie dobranym współczynniku rozszerzalności termicznej (WRC ceramiki $13,85 \times 10^{-6}$ – WRC złota galwanicznego $14,40 \times 10^{-6}$) według zasad ogólnie stosowanych w technice dentystycznej.

Urządzeniami służącymi do przeprowadzania procesu galwanizacji są między innymi: AGC (Wieland), Gammat (Gramm) i Helioform (Hafner).

TECHNOLOGIE ŁĄCZENIA METALI

W celu łączenia metali i ich stopów stosuje się lutowanie, spawanie, zgrzewanie oraz klejenie. We współczesnej protetyce stomatologicznej zastosowanie znajdują: lutowanie płomieniem, lutowanie w piecu i w podczerwieni, spawanie mikroimpulsowe oraz wiązką promieniowania laserowego.

Metody te umożliwiają połączenie elementów protez stałych, które ze względów technologicznych są odlewane w kilku częściach, jak ma to miejsce podczas wykonywania rozległych mostów wieloczłonowych (eliminacja skurczu podczas stygnięcia stopu), a także naprawy protez stałych i ruchomych oraz łączenia elementów konstrukcyjnych aparatów ortodontycznych (elementy druciane z pierścieniami).

Wybór najkorzystniejszej metody łączenia metali i ich stopów jest uzależniony od rodzaju stopu i jego właściwości fizykochemicznych. W przypadku tytanu – ze względu na dużą reaktywność oraz tworzenie warstwy pasywacyjnej na powierzchni tego metalu – nie można stosować techniki lutowania, lecz spawanie w osłonie argonu. Natomiast elementy wykonane w technologii galwanoformingu łączone są techniką laserową lub specjalnymi „klejami” ceramicznymi. Jest to jednak najsłabszy punkt w konstrukcji i dlatego technika galwanoformingu nie powinna być stosowana w wykonawstwie mostów (zwłaszcza rozległych). Uszkodzone uzupełnienia metalowo-ceramiczne (protezy stałe) i metalowo-akrylowe (protezy ruchome) korzystniej jest łączyć za pomocą metod, które nie powodują przegrzania i uszkodzenia olicowania znajdującego się w bezpośrednim sąsiedztwie elementów łączonych (spawanie laserem lub mikroimpulsowe). Natomiast w wykonawstwie stałych aparatów ortodontycznych celem połączenia elementów druczanych z pierścieniami stosuje się najczęściej lutowanie płomieniem przy użyciu lutownia srebrnego.

16.1. Lutowanie

Lutowanie jest techniką trwałego łączenia metali i ich stopów za pomocą lutowia, którego temperatura topnienia jest nieznacznie niższa (o 56°C) niż temperatura topnienia łączonych elementów.

Źródłem ciepła, które nagrzewa łączone elementy oraz topi środek łączący (lutowie), może być: płomień palnika (propan-butan, tlen-acetylen), temperatura pieca do wypalania ceramiki lub promieniowanie podczerwone.

Ze względu na temperaturę topnienia lutowia proces łączenia metali i stopów dzieli się na tzw. lutowanie miękkie i twarde. W lutowaniu miękkim temperatura topnienia lutowia, którym jest cyna lub stopy cyny z ołowiem, nie przekracza 450°C . Ponieważ jakość połączeń uzyskanych przy zastosowaniu tej technologii charakteryzuje się dużą podatnością na korozję, nie znajduje ona zastosowania w protetyce stomatologicznej. Natomiast lutowanie twarde z użyciem lutowia o temperaturze topnienia powyżej 450°C wykorzystywane jest celem łączenia konstrukcji protetycznych wykonanych ze stopów wysokoszlachetnych, szlachetnych oraz nieszlachetnych.

Aby uzyskać jednorodne i trwałe połączenie dwóch elementów lutowanych, należy przestrzegać następujących zasad:

- Powierzchnia lutowanych elementów powinna wynosić około $6,0\text{ mm}^2$ i mieć kontakt płaski, natomiast szerokość łączonej szczeliny nie powinna przekraczać $0,10\text{--}0,15\text{ mm}$ (grubość standardowej kartki papieru) – im węższa szczelina, tym stopiony metal lepiej ją wypełnia. Zbyt duża odległość pomiędzy elementami łączonymi prowadzi do niedokładnego zapłynięcia lutowia w szczelinę (brak działania sił kapilarnych/włosowatych) oraz nadmiernego skurczu podczas stygnięcia (im grubsza warstwa lutowia, tym większy skurcz), co skutkuje mniejszą odpornością mechaniczną połączenia.
- Temperatura topnienia lutowia powinna być niższa o 56°C od temperatury topnienia łączonych metali i ich stopów.
- Przed lutowaniem należy dokładnie oczyścić powierzchnie łączone z warstwy tlenków poprzez zmatowienie frezami z węglików spiekanych oraz wypiąskować (aktywacja powierzchni i poprawa zwilżalności) i przemyć gorącym strumieniem pary (parownica).
- Podczas lutowania należy stosować odpowiednio dobrane dla danego rodzaju stopu topniki, które w kontakcie z rozgrzaną powierzchnią metalu wiążą tlenki znajdujące się w bezpośrednim sąsiedztwie łączonych elementów, co oczyszcza lutowane powierzchnie. Topniki dostępne są w postaci proszku, płynu lub pasty. Dla stopów wysokoszlachetnych i szlachetnych najczęściej stosowanymi topnikami są boraks i czteroboran sodu, natomiast dla stopów nieszlachetnych (na bazie chromu) – fluorek potasu, litu i sodu.
- W celu zabezpieczenia miejsc, które nie powinny mieć kontaktu z lutowiem (pobrzeża koron, powierzchnie żujące), należy powlecić antytopnikiem (grafit lub tlenek żelaza rozpuszczony w terpentynie), który blokuje rozprzestrzenianie płynnego metalu poza szczelinę lutowniczą.
- Trwałe i jednorodne połączenie elementów zależy od przestrzegania następującego sposobu podgrzewania określonych obszarów konstrukcji protetycznej przez

odpowiednie sterowanie płomieniem palnika: najpierw ogrzewa się równomiernie i powoli części łączone, a następnie lutowie, które należy stopić w możliwie krótkim czasie (aby nie doszło do odparowania części składników). Aby zapobiec nierównomiernemu rozprowadzaniu ciepła, należy płomień palnika utrzymywać w ciągłym ruchu, a nie koncentrować na jednym obszarze. Umożliwia to zapłygnięcie roztopionego metalu w głąb szczeliny lutowniczej, gdzie temperatura jest wyższa niż w częściach powierzchniowych lutowanego bloku (lutowie zawsze płynie w kierunku miejsca o wyższej temperaturze).

Lutowanie płomieniem

W technice dentystrycznej stosuje się dwie metody lutowania płomieniem, tzw. lutowanie z „wolnej ręki” oraz z użyciem masy osłaniającej.

Lutowanie z „wolnej ręki” jest techniką lutowania stosowaną, gdy istnieje możliwość ustabilizowania łączonych elementów za pomocą pęsety, peanów lub drutu ligaturowego. Metoda ta znajduje zastosowanie w wykonawstwie aparatów ortodontycznych, celem łączenia między innymi: drutu z drutem, drutu z pierścieniem lub śruby typu Hyrax z pierścieniami (aparat do rozrywania szwu podniebiennego). Źródłem ciepła jest płomień gazu nagrzewający bezpośrednio łączone elementy do temperatury około 700°C, natomiast lutowiem jest drut srebrny (Ag 10-80%, Cu 15-30%, Zn 4-35%) o temperaturze topnienia 600-650°C. Miejsca lutowane po dokładnym oczyszczeniu i odtłuszczeniu, zbliża się do siebie, powleka topnikiem (mleczko boraksowe) i delikatnie podgrzewa. Po odparowaniu wody (z topnika) w miejsce łączenia nakłada się kawałki lutowia (uprzednio powleczone topnikiem), całość ponownie ogrzewa, a następnie płomień palnika przenosi w miejsce szczeliny lutowniczej celem stopienia lutowia. Gdy lutowie zapłynie w szczelinę, ogrzewanie zostaje przerwane, a lutowane elementy schładza się do temperatury pokojowej.

Przykładem lutowia stosowanego w technice łączenia metali i stopów z tzw. „wolnej ręki” jest drut srebrny Universal Silberlot (Dentaurum).

Lutowanie w masie osłaniającej

Lutowanie w masie osłaniającej stosuje się celem połączenia koron z przęsłem mostu, koron teleskopowych (korona wtórna) z protezą szkieletową oraz oddzielnie odlanych elementów konstrukcji protetycznych. Postępowanie laboratoryjne polega na:

- oczyszczeniu (frezy z węglików spiekanych), wypiaskowaniu (aktywacja powierzchni, poprawa zwilżalności) i odtłuszczeniu (wytwornica pary) lutowanych powierzchni,
- dokładnym usytuowaniu łączonych elementów na modelu roboczym,
- stabilizacji elementów konstrukcji protetycznej względem siebie poprzez zespolenie woskiem kleistym (lepikiem), który powinien dokładnie wypełnić szczelinę lutowniczą celem zabezpieczenia przed wpłynięciem masy osłaniającej,
- wykonanie pierścienia z wosku modelowego lub użycie odpowiednio dobranego pudełka kartonowego (łącznie pod względem wielkości (do łączonych elementów) pod względem usunięcia modelu ogniotrwałego – bloku lutowniczego),
- zalanie masą osłaniającą (do lutowania) pierścienia woskowego oraz wnętrza koron, a następnie umieszczenie łączonych elementów w masie ogniotrwałej w ten

- sposób, aby powierzchnie lutowane nie zostały pokryte (przestrzeń łączona musi być wolna od masy osłaniającej),
- po związaniu masy osłaniającej należy odczekać godzinę, a następnie usunąć nadmiary,
 - usunięcie wosku kleistego strumieniem wrzącej wody i odtłuszczenie przy użyciu wytwornicy pary,
 - po odparowaniu wody powierzchnie łączone pokryć topnikiem i blok lutowniczy wstępnie wysuszyć w piecu przez 10 minut. W przypadku lutowania stopów wysoko szlachetnych i szlachetnych wygrzewanie przeprowadza się w temperaturze 650°C (tzw. lutowanie niskotemperaturowe), natomiast dla stopów nieszlachetnych stosuje się temperaturę 850°C (tzw. lutowanie wysokotemperaturowe),
 - ogrzany bloczek lutowniczy przenosi się na stojak umieszczony nad palnikiem Bunsena,
 - ponownie nanosi się (w szczelinę) topnik i przycięte do odpowiedniej wielkości lutowie (wcześniej zanurzone w topniku). Palnikiem ogrzewa się cały bloczek, gdy topnik i lutowie pokryją całkowicie łączoną szczelinę, redukującą część płomienia (środkowa, niebieska warstwa płomienia o wysokiej temperaturze) kierując się bezpośrednio na lutowie, które po uzyskaniu płynności (stopione lutowie wiruje) zapływa pomiędzy elementy łączone.

W technice lutowania płomieniem brak jest dokładnej kontroli nad strumieniem emitowanego ciepła, co może powodować, że pewne obszary łączonych elementów są przegrzane lub niedogrzone, a tym samym jakość uzyskanego połączenia może być niezadowalająca pod względem wytrzymałości. Ponadto wytworzona duża ilość tlenków (brak osłony gazów obojętnych) może dyfundować do napalanej na lutowane podbudowy ceramiki, powodując zmianę koloru uzupełnienia protetycznego.

Lutowanie w piecu

Lutowanie w tej technologii przeprowadza się w piecu do wypalania ceramiki w próżni. Proces lutowania – po zaprogramowaniu wygrzewania wstępnego, końcowego oraz schładzania – przebiega automatycznie. Zatopione w masie ogniotrwałej elementy konstrukcji protetycznej (tzw. blok lutowniczy) umieszcza się wraz z lutowiem (które spoczywa na szczelinie pomiędzy łączonymi elementami) w komorze grzewczej pieca. Temperatura wygrzewania wstępnego wynosi 600°C, natomiast czas jej trwania uzależniony jest od ilości łączonych elementów. Obowiązuje zasada, że na każdy lutowany element (korona, przęsło) należy przeznaczyć 3 minuty oraz 5 minut na podstawie wykonaną z masy ogniotrwałej. Oznacza to, że łącząc przęsło mostu z dwoma koronami (most trójczłonowy) proces wygrzewania wstępnego powinien wynosić 14 minut. Wygrzewanie końcowe przeprowadza się w temperaturze 1120°C, czyli o 60°C wyższej niż wynosi temperatura topnienia lutowia (1060°C). Przyrost temperatury w końcowej fazie wygrzewania wynosi 80°C na minutę i po osiągnięciu zalecanej wartości (1120°C) zostaje utrzymany przez 2 minuty. Po schłodzeniu konstrukcję protetyczną opracowuje się zgodnie z obowiązującymi zasadami dla określonych stopów metali.

Niedogodnością techniki lutowania w piecu jest brak możliwości kontroli wzrokowej przebiegu tego procesu.

Lutowanie w podczerwieni

W tej technologii źródłem energii (ciepła) jest światło podczerwone emitowane przez reflektor (pierwotna ogniskowa) zaopatrzony w żarówkę kwarcowo-jodową o mocy 1000 W. Eliptyczny reflektor pokryty złotem generuje skoncentrowany strumień podczerwieni o wysokiej temperaturze (do 1150°C), który równomiernie rozgrzewa umieszczone w dolnej części urządzenia elementy lutowane (wtórna ogniskowa). Cyfrowe oprogramowanie automatycznie kontroluje czas i temperaturę oraz zapewnia dostarczenie ściśle określonej ilości energii (ciepła) w miejscu łączonych elementów. Brak zogniskowania strumienia podczerwieni na obszarze łączonym może spowodować powstanie tzw. zimnego lutu o niezadowalających właściwościach użytkowych (porowatości w miejscu połączenia).

Lutowanie w podczerwieni jest techniką, która nie powoduje przegrzania sąsiadujących z miejscem łączenia powierzchni konstrukcji protetycznych, ponieważ strumień światła pada wyłącznie na obszar lutowany, a źródło energii (ciepła) zlokalizowane jest w górnej części urządzenia, dzięki czemu emitowane ciepło jest rozpraszane równomiernie w całej komorze. Proces lutowania kontroluje się przez specjalną osłonę, która zabezpiecza wzrok osoby obsługującej urządzenie. Lutowanie w podczerwieni wykorzystuje się do łączenia elementów podbudowy wykonanej ze stopów metali średniotopliwych przeznaczonych do licowania ceramiką dentystyczną.

16.2. Spawanie

Spawanie jest to trwałe łączenie metali i ich stopów przez miejscowe stopienie powierzchni bez dodania lub z dodaniem materiału o tym samym składzie chemicznym co elementy spawane (materiał homogeny). Spośród wielu technik spawania, do których należą spawanie gazowe, elektryczne (łukiem elektrycznym), laserowe, plazmowe, hybrydowe, elektronowe i tarciove, we współczesnej technice dentystycznej znajdują zastosowanie spawanie laserowe i elektryczne w osłonie gazów obojętnych tzw. metoda TIG (ang. *Tungsten Insert Gas*).

Spawanie laserowe

Nazwa LASER pochodzi od pierwszych liter angielskiego określenia *Light Amplification by Stimulation Emission of Radiation* i oznacza wzmocnienie światła poprzez symulowaną (wymuszoną) emisję promieniowania. Urządzenia laserowe stosowane w technice dentystycznej do łączenia metali oraz ich stopów są laserami jagowo-neodymowymi (YAG:Nd – lasery twarde), które pomimo nieznacznych różnic konstrukcyjnych zawsze są laserami klasy IV, co oznacza, że wytworzony przez nie obszar promieniowania jest niebezpieczny dla oczu i skóry. Światło lasera jest monochromatyczne (jedna barwa światła dla danego lasera), koherentne (spójne), o dużej intensywności w wąskiej linii widmowej oraz równoległej wiązce, co umożliwia skupianie (skoncentrowanie) jej na małej powierzchni łączonych elementów. Lasery (YAG:Nd) stosowane w technice dentystycznej emitują światło o długości fali 1064 μm, długości impulsów od 0,3 do 50 ms oraz energii impulsów od 0,5 do 60 J i mogą pracować w try-

bie impulsowym lub ciągłym. W technice spawania laserowego stopów metali najczęściej stosowany jest tryb impulsowy.

Spawanie laserem polega na wprowadzeniu skoncentrowanej wiązki promieniowania pomiędzy łączone elementy, co powoduje stopienie ich fragmentów. Ponieważ wiązka promieniowania jest skoncentrowana (działa punktowo), nie powoduje przegrzania i uszkodzenia materiałów znajdujących się w bezpośrednim sąsiedztwie łączonych powierzchni (ceramicznego olicowania lub tworzywa akrylowego). Promieniowanie laserowe jest doprowadzane do miejsca łączenia poprzez układ optyczny, który znajduje się w odległości od kilku milimetrów do kilku centymetrów. Wytrzymałość uzyskanego połączenia (spawu) zależy od długości emitowanej fali, jej częstotliwości, natężenia prądu, głębokości penetracji promieniowania (grubości spawanych elementów), średnicy zogniskowanej plamki (wielkości powierzchni łączonych) oraz rodzaju spawanych metali lub ich stopów.

Powierzchnie łączone za pomocą promieniowania laserowego charakteryzują się jednorodną strukturą, podobną do struktury łączonych elementów konstrukcji prototypowej, co zmniejsza ryzyko wystąpienia korozji w środowisku jamy ustnej. Ponadto na skutek gwałtownego wzrostu temperatury w ściśle określonym miejscu (podczas przenikania wiązki promieniowania), a następnie równie szybkiego ochładzania tego obszaru (obszaru łączonego) dochodzi do wytworzenia struktury drobnoziarnistej wytworzonego połączenia (spawu) o dobrych właściwościach wytrzymałościowych.

Promieniowanie laserowe umożliwia łączenie metali i ich stopów, w tym także tytanu, bez stosowania dodatkowego materiału (lutowia). Jeśli ze względu na zbyt duży odstęp ($> 0,5$ mm) pomiędzy spawanymi elementami wymagane jest uzupełnienie materiału, stosuje się ten sam metal (tytan) lub stop metalu (stopy wysoko szlachetne, szlachetne, nieszlachetne), z którego wykonana jest podlegająca połączeniu konstrukcja prototypowa.

Ogólne zasady łączenia metali i ich stopów z zastosowaniem technologii spawania laserem są następujące:

- Parametry pracy lasera należy zawsze ustawiać zgodnie z zaleceniami producenta.
- W celu ochrony powierzchni łączonych przed oksydacją proces spawania odbywa się w osłonie argonu 4,6 (czystość gazu 99,996) lub 5,0 (czystość gazu 99,999), który jest doprowadzany za pomocą dyszy ustawionej pod kątem 45° (odległość 10 mm) w stosunku do elementów spawanych, pod ciśnieniem 0,5-1,0 bara (zależnie od zaleceń producenta).
- Im większa jest gęstość właściwa metalu lub stopu, tym większa musi być moc lasera (czysty tytan przy takiej samej powierzchni spawanego elementu wymaga mniejszej mocy niż stopy szlachetne, a te z kolei wymagają mniejszej energii niż stopy wysoko szlachetne).
- Na powierzchniach matowych – które nie odbijają światła – uzyskuje się lepszy efekt działania promieniowania laserowego niż na powierzchniach wypolerowanych – odbijających światło.
- Pojedyncze punkty łączenia, tzw. plamy spawalnicze, powinny zachodzić na siebie w $2/3$ powierzchni, w przypadku gdy kontakt będzie mniejszy, może wystąpić osłabienie połączenia.

▪ Nal
nia,
spa
wyt
▪ Ele
zev
goc
▪ W
li,
me
sto

Do
urządze

Elektry

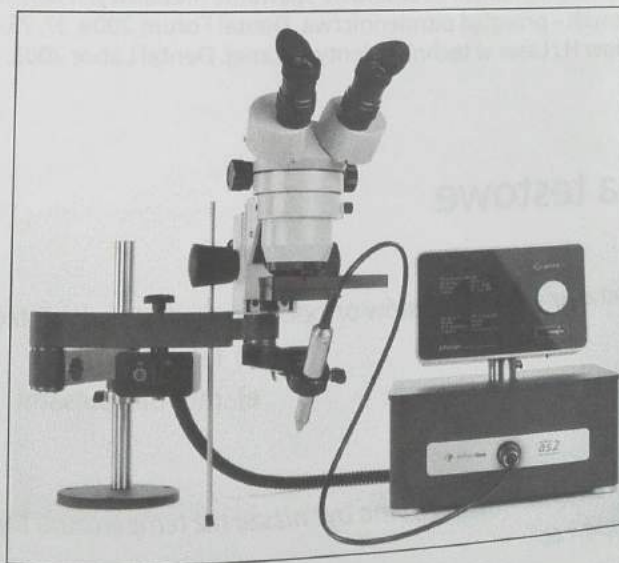
Met
mowej
ninie. P
spawan
w łuku
podłącz
Proces
przemie
pulsują
paramet
Odpow
spawar
i stopó

- Należy pracować przy użyciu możliwie jak najmniejszej energii promieniowania, ponieważ duża moc (pomimo głębszej penetracji) powoduje na powierzchni spawanego stopu lub metalu mikropęknięcia porowatości i wżery, które osłabiają wytrzymałość połączenia.
- Elementy łączone powinny być spawane punktowo na przemian, poczynając od zewnątrz, zgodnie z zasadą, że pierwszy spaw ma miejsce na godzinie 3, drugi na godzinie 9, trzeci na godzinie 12, a czwarty na godzinie 6.
- W przypadku łączenia elementów wykonanych z dwóch różnych stopów metalicznych, gdy zachodzi konieczność dodania materiału, istniejącą szczelinę wypełnia się metalem/stopem bardziej szlachetnym, bowiem energia konieczna do stopienia stopów szlachetnych jest także wystarczająca do stopienia stopów nieszlachetnych.

Do spawania za pomocą promieniowania laserowego służą między innymi takie urządzenia, jak Alphalaser VL 50 (Alphalaser) i Laserstar T Plus (Bego).

Elektryczne spawanie mikroimpulsowe TIG

Metoda TIG polega na spawaniu metali i ich stopów za pomocą elektrody wolframowej (nietopliwej) w osłonie gazów obojętnych, takich jak argon, hel lub ich mieszaninie. Powstanie łuku elektrycznego następuje poprzez potarcie elektrodą o materiał spawany lub bezdotykowo, dzięki obecności układu jonizującego (przepływ prądu w łuku następuje w zjonizowanym gazie). Elektroda wolframowa (tzw. palnik TIG) jest podłączona do bieguna ujemnego, natomiast masa do bieguna dodatniego spawarki. Proces spawania może odbywać się przy zastosowaniu prądu stałego (TIG DC) lub przemiennego (TIG AC), przy czym w technice dentystycznej wykorzystuje się prąd pulsujący (przemienny – tzw. spawanie mikroimpulsowe) z możliwością regulacji takich parametrów, jak napięcie i natężenie prądu oraz natężenia przepływu gazu osłonowego. Odpowiedni dobór tych wartości oraz średnicy elektrody umożliwia kontrolę procesu spawania (kształt spawu – spoiny). Metoda TIG umożliwia spawanie wszystkich metali i stopów dentystycznych, w tym tytanu, oraz łączenie ze sobą różnych metali i stopów.



Ryc. 23. Urządzenie do spawania mikroimpulsowego Phaser.

W mikrospawarkach impulsowych elektroda wolframowa zamocowana jest w specjalnym uchwycie, który umożliwia jej szybką wymianę oraz regulację położenia względem łączonych powierzchni. Spawarki stosowane w technice dentystycznej zaopatrzone są w wymienne elektrody o średnicy 0,5 i 1,0 mm, które pozwalają objąć zarówno wąski, jak i szeroki zakres spawanej powierzchni, również w miejscach trudno dostępnych. W zależności od warunków technologicznych procesu spawania elektroda wystaje poza dyszę doprowadzającą gaz (argon) od kilku do kilkudziesięciu milimetrów. Wytworzona powłoka gazowa wokół zakończenia elektrody chroni ją przed przegrzaniem (chłodzi) i zabezpiecza spawane powierzchnie przed dostępem gazów atmosferycznych, co umożliwia uzyskanie jednorodnego i mocnego połączenia. Ponieważ spawanie elektryczne następuje bez udziału lutowia, nie dochodzi do zmian w składzie chemicznym łączonych elementów konstrukcji protetycznej.

Do spawania mikroimpulsowego służą między innymi takie urządzenia, jak: Phaser as2 (Primotec), Phaser mx2 (Primotec) i Welder (Schütz – Dental).

16.3. Piśmiennictwo

- Bertrand C., Le Petitcorps Y., Albingre L., Dupuis V.: Optimization of operator and physical parameters for laser welding of dental materials. *Br Dent J* 2004, 196, 413-418.
- Brudvik J., Lee S., Croshaw S.N., Reimers D.L.: Laser – welding of removable partial denture frameworks. *Int J Prosthodont* 2008, 21, 285-291.
- Creig R.G.: Materiały stomatologiczne. Urban & Partner, Wrocław 2008.
- Hassan L., Juszczak S., Clark R.K.F.: Immediate replacement removable partial dentures with cobalt – chromium frameworks: rationale, technology and a case report. *J Oral Rehabil* 2005, 32, 772-775.
- Nowacki J., Sajek A.: Wybrane aspekty spawania biomateriałów. *Przegląd Spawalnictwa* 2009, 11, 8-14.
- Pokora L.: Lasery w stomatologii. *Laser Instruments – Centrum Techniki Laserowej*, Warszawa 1992.
- Watanabe I., Benson A.P., Nguyen K.: Effect of heat treatment on joint properties of laser-welded Au-Cu-Pd and Co-Cr alloys. 2005, 14, 170-174.
- Wojciechowska M., Klimek L.: Laserowe spawanie metalowych konstrukcji protetycznych – przegląd piśmiennictwa. *Dental Forum* 2009, 37, 75-77.
- Wollschläger H.: Laser w technice dentystycznej. *Dental Labor* 2003, 1, 3-10.

16.4. Pytania testowe

- W celu połączenia elementów aparatów ortodontycznych stosuje się technikę lutowania:*
 - płomieniem
 - w podczerwieni
 - w piecu
 - laserem
 - mikroimpulsami
- Temperatura topnienia lutowia powinna być niższa niż temperatura topnienia łączonych metali lub ich stopów o:*
 - 44°C
 - 48°C

SŁOWNIK

Alotropia – występowanie tego samego pierwiastka chemicznego w co najmniej dwóch odmianach, różniących się liczbą atomów lub budową struktury krystalicznej.

Amorficzny (bezpостaciowy) – określenie materiałów lub substancji stałych, które nie mają struktury krystalicznej (guma, szkło, większość tworzyw sztucznych).

Anion – jon o ładunku ujemnym, który podczas elektrolizy dąży w kierunku anody (ulega utlenieniu).

Antytopnik – blokuje rozprzestrzenianie płynnego metalu poza szczelinę lutowniczą (zabezpiecza miejsca, które nie powinny mieć kontaktu z lutowiem, czyli obrzeża koron, powierzchnie żujące).

Biozgodność – zdolność materiału do spełniania określonych funkcji w organizmie żywym bez wywoływania zjawisk niepożądanych, tak ze strony materiału, jak też samego organizmu.

CAD/CAM – technologia komputerowego wspomagania projektowania (*Computer Assisted Design* – CAD) i komputerowego wspomagania produkcji (*Computer Assisted Manufacturing* – CAM) stosowana w protetyce stomatologicznej w celu wykonania protez stałych.

Galwanofarming – proces elektrolizy, podczas którego dochodzi do odkładania się na jednej z elektrod (w technice dentystycznej jest nią model będący katodą) homogennych atomów złota.

Homopolimer – polimer składający się z jednego typu monomeru.

Katalizator – związek, który zmienia szybkość przebiegu reakcji chemicznej, a po jej zakończeniu pozostaje w stanie niezmiennym. Katalizatory przyspieszające reakcję chemiczną określane są jako aktywatory, natomiast opóźniające jej przebieg jako inhibitory.

Kation – jon o ładunku dodatnim, który podczas elektrolizy dąży do katody (ulega redukcji).

Koloidy hydrofilowe – układy, w których faza rozproszona wykazuje powinowactwo do fazy dyspersyjnej, tzw. koloidy odwracalne.

Koloidy hydrofobowe (zawiesiny koloidalne) – układy, w których faza rozproszona nie wykazuje powinowactwa do fazy dyspersyjnej, tzw. koloidy nieodwracalne lub suspensoidy.

Kondycjonowanie – mechaniczne i/lub chemiczne przygotowanie dozębowej powierzchni protez stałych (ceramicznych, metalowo-ceramicznych, metalowych) w celu adhezyjnego połączenia z tkankami twardymi zęba,

a także przygotowanie powierzchni stopów metali do połączenia z ceramiką, kompozytem lub tworzywem akrylowym.

Kondensacja (polikondensacja) – rodzaj reakcji chemicznej, w której substraty tych samych lub różnych związków łączą się ze sobą, tworząc większą cząsteczkę, z równoczesnym powstaniem produktu ubocznego, którym najczęściej jest woda lub amoniak.

Kompomer – materiał złożony modyfikowany polikwasem.

Kompozyt – materiał złożony zawierający: organiczną matrycę polimerową, rozproszone w niej cząstki nieorganicznego wypełniacza, silanowy czynnik wiążący oraz system inicjator-aktywator.

Kopolimer – polimer składający się z co najmniej dwóch różnych monomerów.

Krystaliczny – określenie materiałów lub substancji stałych zbudowanych z cząsteczek, atomów lub jonów o uporządkowanej strukturze wewnętrznej w formie kryształów.

Liquidus – temperatura, w której stop w całości przechodzi w postać płynną.

Lutowanie – technika trwałego łączenia metali i ich stopów za pomocą lutowni, którego temperatura topnienia jest nieznacznie niższa (o 56°C) niż temperatura topnienia łączonych elementów.

Masa tlenko-cynkowo-eugenolowa – masa na bazie tlenku cynku i eugenolu, określana również w literaturze jako „masa tlenkowo-cynkowo-eugenolowa”.

Mieszanina – układ co najmniej dwóch różnych substancji, które mogą być pierwiastkami lub związkami chemicznymi.

Nanoklasty – skupiska małych cząsteczek lub atomów mających inne właściwości niż formy o większej objętości tego samego materiału.

Oligomer – związek organiczny powstały z połączenia co najmniej dwóch cząsteczek organicznych.

Pasywacja – wytworzenie na powierzchni metalu lub stopu cienkiej warstwy tlenków, które ściśle przylegając do powierzchni, zabezpieczają ją przed dalszym utlenianiem.

Pierwiastek – zbiór atomów o tej samej liczbie atomowej.

Polimer – związek organiczny, który składa się z wielu połączonych ze sobą i powtarzających się monomerów.

Polimeryzacja – rodzaj reakcji chemicznej, która polega na łączeniu się (poprzez pęknięcie wiązań podwójnych, potrójnych, otwarcie pierścieni) związków o małej masie cząsteczkowej w związek wysokocząsteczkowy, którym jest polimer. Szybkość przebiegu reakcji zależy od temperatury, ciśnienia, ilości i rodzaju katalizatora.

Polimer usieciowany – wysokocząsteczkowy polimer z wiązaniami poprzecznymi między łańcuchami.

Powierzchnia hydrofobowa – słabo zwilżalna przez wodę powierzchnia, o dużym kącie kontaktu.

Powierzchnia hydrofilowa – dobrze zwilżalna przez wodę powierzchnia, o małym kącie kontaktu.

Solidus – temperatura, w której stop w całości przechodzi w postać stałą.

Spawanie – technika trwałego łączenia metali i ich stopów przez miejscowe stopienie powierzchni bez dodania lub z dodaniem materiału o tym samym składzie chemicznym co elementy spawane.

Stop – mieszanina różnych metali (niekiedy ze śladową ilością niemetalu) utworzona w procesie ich wspólnego przetapiania, w wyniku którego materiał ten uzyskuje pożądane właściwości fizykochemiczne, o wartościach użytkowych lepszych od poszczególnych metali wchodzących w ich skład.

Synereza – proces wydzielania z koloidu części fazy rozpraszającej w przypadku mas alginatowych wody, co prowadzi do skurczu wycisku.

Synteryzacja (spiekanie) – proces wielostopniowego spiekania, podczas którego forma konstrukcji protetycznej większa (od 20 do 30%) od żądanej wielkości docelowej ulega zmniejszeniu do wielkości zaplanowanej poprzez kompresję przestrzeni międzykrystalicznych.

Synteza – rodzaj reakcji chemicznej, w której z dwu lub więcej substratów powstaje jeden związek o innym składzie i odmiennych właściwościach fizykochemicznych niż substraty wyjściowe.

Syntetyzacja – łączenie różnych elementów w jedną całość lub otrzymywanie złożonych związków chemicznych na drodze syntezy.

Tiksotropia – izotermiczna przemiana zolu w żel zachodząca pod wpływem bodźców mechanicznych. W tym przypadku żel przechodzi w stan ciekły, a po ustaniu działania siły zastyga z powrotem w żel.

Zwilżalność – miara powinowactwa płynu do ciał stałych.

Zgrzewanie – jest techniką trwałego łączenia metali i ich stopów, która polega na rozgrzaniu łączonych elementów do stanu plastyczności, a następnie dociśnięciu ich do siebie przy zastosowaniu prasowania, kucia lub zgniatania (bez udziału materiału dodatkowego).

Wiązanie jonowe – zostaje utworzone pomiędzy atomami pierwiastków o skrajnej elektroujemności i polega na wymianie elektronów walencyjnych. Atom pierwiastka o wyższej elektroujemności odbiera elektrony od atomu o niższej elektroujemności i powstają jony (kationy i aniony), które oddziałują na siebie elektrostatycznie.

Wiązanie kowalencyjne (atomowe, homojądrowe) – silne wiązanie utworzone pomiędzy atomami pierwiastków o identycznej elektroujemności polegające

na uwspólnieniu elektronów walencyjnych (wiązanie pojedyncze) lub par elektronów (wiązanie podwójne, potrójne). Wspólne pary elektronów pochodzą od obu pierwiastków i są położone w jednakowej odległości od ich jąder.

Wiązanie kowalencyjne spolaryzowane – tworzy się pomiędzy atomami pierwiastków, które różnią się nieznacznie elektroujemnością. Wspólna para elektronów pochodząca od obu atomów jest przesunięta w kierunku atomu pierwiastka bardziej elektroujemnego.

Wolny rodnik – fragment cząstki zawierający niesparowany elektron.

Wiązanie koordynacyjne (semipolarne) – jest połączeniem wiązania jonowego i atomowego, które polega na tym, że wspólna para elektronów pochodzi od atomu lub jonu jednego pierwiastka (donor), a drugi atom lub jon (akceptor) tę parę elektronów przyłącza.

Wiązanie metaliczne – polega na przekształceniu atomów określonego metalu lub różnych metali w zbiór kationów (jony o ładunku dodatnim) znajdujących się w węzłach przestrzennej siatki krystalicznej oraz swobodnie poruszających się pomiędzy nimi elektronów walencyjnych, które tworzą tzw. gaz elektronowy. Tego typu wiązanie występuje tylko w stanie stałym i ciekłym.

Wiązanie międzycząsteczkowe (siły van der Waalsa) – słabe wiązanie występujące pomiędzy cząsteczkami obojętnymi lub atomami gazów szlachetnych. Siła przyciągania jest wywołana ruchem elektronów w atomach i jest 10-20 razy słabsza niż siła przyciągania, jaka występuje pomiędzy jonami.

Wiązanie wodorowe – słabe oddziaływanie typu elektrostatycznego między atomem wodoru i atomem o dużej elektroujemności zawierającym wolne pary elektronowe. Związki tworzące wiązania wodorowe mają wysokie temperatury wrzenia i topnienia.

Właściwości chemiczne – cechy substancji, które można zaobserwować podczas różnego rodzaju reakcji chemicznych, w których substancja może lub nie może uczestniczyć (reaktywność, toksyczność, palność, hydrofilność, hydrofobowość, stopień utleniania itp.).

Właściwości fizyczne – właściwości substancji, które można ściśle zmierzyć i zarejestrować, a także zobaczyć. Należą do nich: barwa, połysk, stan skupienia, zapach, smak, temperatura topnienia, wrzenia i krzepnięcia, gęstość, przewodnictwo elektryczne oraz rozpuszczalność.

Współczynnik konwersji – stosunek procentowy ilości wiązań przereagowanych (spolimeryzowanych) do nieprzereagowanych (niespolimeryzowanych).

Żywice – bezpostaciowe polimery pochodzenia naturalnego lub syntetycznego, nierozpuszczalne w wodzie.

INDEKS

A

Akrylany modyfikowane o zwiększonej
wytrzymałości 66
Aldehyd glutarowy 40

C

Cement dentystyczny 105
-cynkowo-fosforanowy 105
-do tymczasowego osadzania protez stałych 110
-karboksylowy 111, 118
-kompozytowy 119
--na bazie żywic 108, 109
--samotrawiący 111
-na bazie wodorotlenku wapnia 111
-na bazie wody 105
-polikarboksylowy 106
-szkło-jonomerowy 106, 111
--wzmacniany żywicą 107
-tlenkowo-cynkowo-eugenolowy 110
Cementowanie uzupełnień ceramicznych 118
Ceramika dentystyczna 77
-dikrzemowo-litowa 80
-leucytowa 79
-na bazie tlenku glinu(III) 81
--infiltrowana szkłem 81
---zawierającym spinel 82
----cyrkon 82
-na bazie czystego tlenku glinu 82
-na bazie ditlenku cyrkonu 83-84
-skaleniowa 78
-szklana 79, 80, 81
-tlenkowo-glinowa infiltrowana szkłem 81
--zawierająca spinel 82
--zawierająca cyrkon 82
Czynniki wpływające na czas wiązania gipsu 4
-chemiczne 4, 5
-mechaniczne 5
-termiczne 5

D

Dezynfekcja wycisku 38, 39, 40

E

Elastomer wyciskowy 24

F

Formy woskowe 12
Frezarka Cerec MCXL 145
Frezowanie kopiujące 151

G

Gips dentystyczny 1, 2, 3
-chemiczny 3
-modelowy 1, 2, 3
-naturalny 3
-odlewowy 3
-proces produkcji 2
-reakcja wiązania 3
-supertwardy 1, 2
-syntetyczny 3
-twardy 1, 2
-wyciskowy 1, 2, 3, 20
Gutaperka 20

I

Izolator
-błonkotwórczy 45
-silikonowy 46

K

Kauczuk
-polimetylosiloksanowy 24
-poliwinylosiloksanowy 24
Katalizator
-dodatni (akcelerator twardnienia) 4, 20
-ujemny (inhibitor twardnienia) 4, 20
Kolornik do tworzyw akrylanowych 65
Kompomer 99, 100
Kompozyt
-do odbudowy zrębu zębinowego 98, 100
-kondensowalny 98, 100
-laboratoryjny 99, 100, 102
-płynny 98, 100
Korekta kształtu zęba 102
Korona 90, 91, 118

- ceramiczna 10
- metalowo-ceramiczna 10

L

- Lampa do polimeryzacji 70
- kompozytowa 102
- Licowanie protez stałych 102
- Licówka 90, 91
- Lutowanie 160
- płomieniem 161
- w masie osłaniającej 161
- w piecu 162
- w podczerwieni 163

M

- Masa gipsowa
- hydrokoloidalna 22
- agarowa 22
- alginatowa 22
- alginowa 22
- do rejestracji zwarcia 30
- ogniotrwała 55, 56
- odlewnicza 55, 56
- osłaniająca 55, 56
- do stopów średniotopliwych 56, 57
- do stopów wysokotopliwych 57
- do tytanu 59
- do lutowania 59
- do ceramiki dentystycznej 60
- fosforanowe 57
- krzemianowe 58
- przygotowanie masy 4
- polisulfidowa 24
- polieterowa 25
- chemoutwardzalna 25
- światłoutwardzalna 26
- silikonowa
- A 26
- C 27
- termoplastyczna 20
- tlenko-cynkowo-eugonolowa 19, 21, 32
- winylosiloksanoeterowe 28
- wyciskowa 19, 20
- elastyczna 19-22
- sztywna 19, 20
- żywiczo-woskowa 20
- Materiał
- do odnowy biologicznej 29, 40
- izolacyjny 45
- kości zastępczy 141, 142
- polerowniczy 49, 51
- ścierny 49
- wyciskowy

- elastyczny 19
- sztywny 19
- specjalnego przeznaczenia 29
- złożony
- kompozytowy 95
- mikrohybrydowy 96
- specjalnego przeznaczenia 98
- z mikrowypełniaczem 97, 100
- z nanowypełniaczem 97, 100
- Metoda kondycjonowania powierzchni
- uzupełnień ceramicznych 84
- Mikrohybryda typu „flow” 102
- Model
- segmentowy 4
- Most
- adhezyjny 90, 91, 118
- powyżej 4 członów 90, 91
- protetyczny 12
- 3 członów 90, 91

N

- Nanokompozyt 97, 102
- Niść retrakcyjna 33

O

- Odbudowa kształtu zęba 102
- Odewanie modelu 4

P

- Piec
- do syntezy 83
- wypalania i tłoczenia ceramiki 78, 81
- Płyn 65, 68
- Płytki światłoutwardzalne 70
- Polimer 63
- Polerowanie elektrolityczne 52
- efektywność procesu 53
- Polimeryzacja 63, 66
- długoczasowa 67
- kondensacyjna (polikondensacja) 64
- krótkoczasowa 66
- średnioczasowa 66
- termiczna 66
- wytryskowa pod ciśnieniem 67, 68
- Połączenie metal-ceramika 87
- Prefabrykowane kształtki woskowe 10, 11
- Proszek 64
- Profil woskowy na modelu 13

S

- Spawanie 163

- elektryczne mikroimpulsowe TIG 165-166
- laserowe 163-165
- Stal dentystyczna 131
- Stopy dentystyczne 127
- chromowo-kobaltowe 133, 134
- chromowo-niklowe 132, 133
- do napalania ceramiki 134
- do wykonawstwa protez ruchomych 134
- ćwiczebne 136
- srebrno-palladowe 131
- szlachetne 131
- tytanu 134
- wysokoszlachetne 129, 130, 131
- System
- Cercon smart ceramics 149
- CEREC 144
- Lava 146
- KaVo Everest 147, 148
- Procera 145

T

Technika

- frezowania 138
- odlewnicza 9

Technologia

- CAD/CAM 80, 82, 143
- galwanoforingu 155, 156
- łączenia metali 159

Tworzywo

- acetalowe 73
- akrylanowe 63, 68
- światłoutwardzalne 70
- elastyczne 71
- termoutwardzalne 64, 68

U

Urządzenie

- Cerec 3 145
- do polimeryzacji materiałów kompozytowych 99
- do spawania mikroimpulsowego 165

W

Wał zwarciový na modelu 13

Wkład 118

- koronowy 91

Winylosiloksanoetery 40

Wosk dentystyczny

- cerwikalny 15
- do celów specjalnych 14
- kleisty 14
- odlewowy 9
- do frezowania 14
- przyszykowany 16
- „okluzyjny” 16
- do blokowania podcieni 15
- korekcyjny „biały” 16
- do technologii CAD/CAM i CAM 16
- do modelowania 9
- do modelowania wkładów 10
- miękki 10
- twardy 10
- do rejestracji zwarcia 14
- do techniki zanurzania 10
- Karnauba 9, 10
- modelowy 12
- miękki 13
- twardy 13
- prefabrykowane formy woskowe 11
- kłamra 11
- listwa retencyjna 12
- łuk podjęzykowy 11
- siatka retencyjna z otworami 12
- kwadratowe 12
- okrągłe 12
- druć woskowy 12
- paleczki okrągłe 12
- wyciskowy 13, 21

Wycisk

- anatomiczny 32
- czynnościowy 32
- do protez ruchomych 31
- dwuwarstwowy-jednoczasowy 34, 35, 36
- dwuwarstwowy-dwuczasowy 34, 35
- pierścieniowy 20
- pod protezy stałe 32
- podścielający 32
- stosowany w implantoprotetyce 36, 37

Z

Zestaw

- ceramiki do licowania na podbudowie z trójtlenku glinu 78
- instrumentów do opracowywania ceramiki i stopów metali 50