



Przegląd nowoczesnych technologii wspomagających wytwarzanie uzupełnień protetycznych z podbudową metalową oraz pełnoceramiczną

Ł. Tomalczyk ^a, M. Wawrzyczek ^b, T. Tański ^c, M. Wiśniowski ^c

^a Student Politechniki Śląskiej, Wydział Mechaniczny Technologiczny
email: ltomalczyk@wp.pl

^b Studentka Politechniki Śląskiej, Wydział Mechaniczny Technologiczny
email: m_wawrzyczek@interia.pl

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

Streszczenie: W pracy przedstawiono zestawienie uzupełnień protetycznych pełnoceramicznych oraz z podbudową metalową. Porównanie dotyczy materiałów, tradycyjnych i nowoczesnych metod wytwarzania. W artykule przedstawiono mechaniczne własności konkretnego uzupełnienia w odniesieniu do estetyki, kosztów oraz zastosowania.

Abstract: The paper presents a summary of all ceramic dental restorations and metals substructure. The comparison refers to materials, traditional methods of workmanship and modern techniques. In addition the paper presents mechanical properties of the individual plug with regarding to aesthetic, cost and use.

Słowa kluczowe: mosty, proteza, stomatologia, SLM, SLS, CAD/CAM

1. WSTĘP

Współczesne techniki wytwarzania wyrobów stomatologicznych, takich jak mosty czy korony, bazują na różnorodnych technologiach i materiałach. Metody tradycyjne przewidują pobranie wycisków, wytworzenie modelu woskowego, następny etap to przygotowanie form odlewniczych, odlewanie odśrodkowe metalowej podbudowy oraz napalanie na niej ceramiki wypalanej następnie w piecu. Procesy modelowania w wosku, odlewania oraz obrabiania są bardzo czasochłonne i wymagają ogromnego kunsztu i dużej precyzji od protetyka. Dlatego wraz z rozwojem nowoczesnych technik CAD/CAM zaczęto zastępować tradycyjne, wyżej wymienione procesy wytwarzania uzupełnień protetycznych bardziej innowacyjnymi technikami wspomaganymi komputerowo [1].

Główne problemy stałych uzupełnień zębowych to: słaba estetyka, niewystarczająca biogodność lub wytrzymałość funkcjonalna. Własności te coraz skuteczniej poprawia się

wprowadzając nowe materiały oraz technologie wytwarzania uzupełnień protetycznych, które mają za zadanie uprościć proces wytwarzania uzupełnień.

Jednymi z najważniejszych materiałów w protetyce stomatologicznej są materiały ceramiczne, pozwalające uzyskać estetyczne i trwałe uzupełnienia protetyczne w obrębie całego łuku zębowego tj. korony, mosty. Niewątpliwymi zaletami uzupełnień pełno ceramicznych, szczególnie na podbudowie z tlenku cyrkonu, są: bardzo dobra biokompatybilność tego materiału z tkankami jamy ustnej oraz korzystne własności fizyczne. Jest to materiał o najwyższej wytrzymałości mechanicznej spośród wszystkich ceramiek dentystycznych (tabela 1). Dodatkową zaletą tlenku cyrkonu jest to, iż dzięki wspomaganemu komputerowemu (CAD) wytwarzaniu z niego uzupełnienia protetyczne pozwalają na wyeliminowanie konwencjonalnych procedur laboratoryjnych i uzyskanie konstrukcji o dużej dokładności wymiarowej. Dodatkowo uzupełnienia protetyczne oparte na tlenku cyrkonu nie powodują występowania zjawiska korozji w jamie ustnej, które w przypadku uzupełnień na podbudowie z metalu może skutkować migracją jonów do tkanek miękkich, powodując sine przebarwienie. W jamie ustnej gdzie metale mają kontakt ze śliną, korozja ma charakter elektrochemiczny. Obecność w ślinie soli różnych metali nadaje jej właściwości elektrolitu. Powstałe elektropotencjały mogą wywołać różne schorzenia w jamie ustnej. Do tych zmian usposabia kwaśny odczyn śliny oraz miejscowe podrażnienia mechaniczne i chemiczne. Czynnikiem wpływającym na uszkodzenie zbrojenia mostu są: ślina, zmiana temperatury i niskie PH w jamie ustnej, które sprzyjają powstawaniu korozji na elementach metalowych [2-4].

Mając na uwadze dobro pacjenta laboratoria techniki dentystycznej poszukują odpowiedniej metody wytworzenia uzupełnień utraconego uzębienia. W zależności od rodzaju braku zębowego oraz wymagań estetycznych, finansowych pacjenta, dobór metody wytwarzania uzupełnień jest bardzo indywidualny.

Wraz z dynamicznym rozwojem uzupełnień ceramicznych w dalszym ciągu bardzo często stosowane są uzupełnienia na bazie metali. Elementy metalowe to wkłady koronowe, korony, mosty, szkielety protez ruchomych. Najpopularniejszą techniką wytwarzania tych elementów jest metoda "traconego wosku", która jest bardzo żmudna, wymaga od protetyka dużej precyzji i doświadczenia oraz całej linii urządzeń do przetwarzania stopów. Od wielu lat próbuje się zastąpić technologie traconego wosku nowszą i bardziej ergonomiczną techniką wytwarzania, która będzie dawać precyzyjne elementy metalowe, oszczędzać czas i pieniądze. Rozpowszechnienie systemów CAD/CAM, dało początek nowym narzędziom do wykonywania uzupełnień ceramicznych i metalowych. Wykorzystują one wiązkę laserową lub elektronów, jako źródło energii. Trzy główne techniki produkcji metalowych elementów protetycznych z wykorzystaniem wiązki wysokoenergetycznej to: SLM, SLS i DMLS.

2. CERAMICZNE KORONY I MOSTY Z PODBUDOWĄ METALOWĄ

2.1. Ceramika na podbudowie metalowej

W przypadku zastosowania metalowej podbudowy pod uzupełnienie protetyczne stosuje się metodę napalania ceramiki. Pierwszym etapem jest przygotowanie konstrukcji do napalania ceramiki, polegającym na obróbce mechanicznej metalu frezem, przy zachowaniu tolerancji grubość ścian do 0,3mm. Następnie wykonuje się piaskowanie elementu za pomocą tlenku aluminium, kolejno odbywa się licowanie i oksydacja. Jednolity kolor tlenków na

powierzchni konstrukcji uzyskuje się przez palenie oksydujące w próżni. Następne etapy to piaskowanie za pomocą tlenku aluminium oraz oczyszczenie parą wodną. Następnie tak przygotowaną powierzchnię napala się ceramiką poprzez kilkukrotne nakładanie ceramiki, wypalanie jej w piecu oraz obróbkę wykańczającą.

Napalona porcelana posiada dobre własności mechaniczne, a w połączeniu ze sprężystą podbudową metalową doskonale nadaje się do odtwarzania rozległych braków zębowych. Pod tym względem przewyższa ona dużo sztywniejsze uzupełnienia pełnoceramiczne.

Materiały wykorzystywane do napalania ceramiki są ciągle ulepszone, jednak w dalszym ciągu nie udało się uzyskać transparentności odpowiadającej naturalnemu uzębieniu człowieka.

Wady oraz zalety ceramiki napalanej na metal:

- Wady:
 - brak przezierności w obrębie podbudowy,
 - konieczność oksydacji,
 - ryzyko odkształcenia rantu brzeżnego podczas napalania ceramiki,
 - wpływ czynników zewnętrznych na wykonanie konstrukcji.
- Zalety:
 - chemiczne połączenie konstrukcji z porcelaną (bardzo trwałe),
 - możliwość naprawy konstrukcji,
 - duży moduł sprężystości metalowej podbudowy, który przekłada się na odpowiednią sprężystość całej konstrukcji,
 - szerokie zastosowanie (mosty, korony, protezy teleskopowe, wkłady koronowo-korzeniowe, belki i łączniki implantologiczne),
 - możliwość kontrolowania poszczególnych etapów pracy nawet w ustach pacjenta.

2.2. Materiały podbudowy metalowej

Tytan

W praktyce stomatologicznej stosowany jest tytan o czystości >99, 5% w postaci odlewniczej oraz przerabiany plastycznie. Obecna technologia umożliwia wykonywanie precyzyjnych odlewów tytanowych, lecz proces ten jest trudny i złożony, wymagający specjalnych urządzeń, innych niż dla odlewów ze stopów powszechnie używanych w stomatologii. Mimo to zastosowanie tytanu i jego stopów w protetyce stomatologicznej ciągle rośnie. Rozwijają się techniki jego obróbki oraz trwają intensywne badania nad uzyskaniem jak najlepszego połączenia tytanu z ceramiką [7]. Własności tytanu, takie jak: biogodność, odporność na korozję, niski ciężar właściwy, niskie przewodnictwo cieplne oraz powszechność występowania powodują, że metal ten jest coraz szerzej stosowany w medycynie. Najważniejszą cechą tytanu, z uwagi na jego zastosowania medyczne jest jego wysoka biogodność w odniesieniu do tkanki ludzkiej charakteryzująca się brakiem doznań smakowych i odczynów alergicznych u pacjentów z implantami tytanowymi oraz brakiem toksyczności w odniesieniu do żywych komórek. Dzięki wieloletnim badaniom poświęconym tytanowi i jego reakcji na żywe komórki obecnie śmiało możemy powiedzieć, że jesteśmy w stanie wytwarzać długookresowe implanty z tytanu i jego stopów.

Tytan występuje w dwóch odmianach alotropowych α i β . Istnieją również stopy dwufazowe $\alpha+\beta$, które zawierają tytan w obu odmianach alotropowych. W medycynie stosuje się głównie tytan techniczny o strukturze dwufazowej, zawierający od 98,8 do 99, 8 % tego pierwiastka [5, 6]. Doskonałe własności mechaniczne oraz fizykochemiczne tytanu i jego stopów, pozwalają zaliczyć go do biomateriałów metalowych

o szerokim zastosowaniu we współczesnej protetyce stomatologicznej. Wykorzystywany jest, jako materiał budulcowy w wykonawstwie wszczepów śródkostnych, koron licowanych porcelaną lub materiałami sztucznymi, koron teleskopowych, mostów, wkładów koronowo-korzeniowych, ćwieków okołomiazgowych, protez szkieletowych oraz płyt protez całkowitych [8].

Stopy chromowo – kobaltowe

Stopy chromowo – kobaltowe, są znane pod nazwą stellitów, w swym składzie zawierają około 50% kobaltu, w którym w płynnej fazie rozpuszczone są: chrom w ilości 20-30%, wolfram w ilości 20-25%, molibden, mangan, nieznaczne ilości węgla, krzem, a niekiedy także glin, beryl oraz żelazo. Stopy te odznaczają się dużą twardością oraz odpornością na działanie wysokich temperatur [9].

Stellity nie są kowalne, ale kobalt czyni je łatwo płynnymi, co w następstwie pozwala na uzyskanie bardzo precyzyjnych odlewów.

Stopy na osnowie kobaltu zaliczone zostały do grupy materiałów o dobrej biokompatybilności. Skład chemiczny decyduje o ich odporności korozyjnej oraz własnościach mechanicznych, natomiast struktura uzależniona jest od rodzaju technologii i warunków wytwarzania.

Stopy chromowo-kobaltowe używane są głównie na odlewy. Ich barwa jest srebrzystobiała. Gęstość stopów waha się między 8 a 9 gr/mm, jest więc około 2x mniejsza niż gęstość złota. Stopy chromowo – kobaltowe są twardsze od stopów złota, co ma istotny wpływ na przebieg obróbki odlewanych przedmiotów, ich późniejszego opracowania materiałami ściernymi oraz doprowadzenia powierzchni do lustrzanego połysku [10].

Stopy Co-Cr-Mo

Szczególnie podatne na umacnianie podczas standardowych metod wytwarzania, dlatego też stosuje się odlewanie precyzyjne metodą traconego wosku. Stopy Co-Cr-Mo stosowane są przede wszystkim do odlewania protez kłamrowych, protez szkieletowych, i protez mocowanych na zasuwy, rygle oraz zatrzaski. Dzięki obniżonej zawartości węgla nadają się do spawania laserowego konstrukcji protez np. protez szkieletowych [9].

Stopy CoCr-W-Mo

W odróżnieniu od stopów stosowanych w ortopedii nie zawierają niklu. Przeznaczone są do wypalania ceramiki bezpośrednio na powierzchni metalu lub do pokrywania akrylem. Wykonuje się z nich konstrukcje szkieletowe, korony oraz mosty. Ze stopów odlewniczych na osnowie kobaltu wytwarza się głównie implanty protetyczne. Natomiast ze stopów obrabianych plastycznie wytwarza się płytki, groty, druty oraz elementy kształtowe do zespoleń kości [5, 7].

Stopy niklu

Stosowane są alternatywnie do stopów kobaltu. Niestety część populacji ludzkiej jest uczulona na związki niklu. Dlatego stopy niklu, pomimo korzystnych własności mechanicznych i bardzo dobrej odporności na korozję stosowane są rzadziej niż stopy kobaltu.

Odlewnicze stopy niklu podobnie jak stopy kobaltu cechują się niską przewodnością cieplną co powoduje, że pacjent nie odczuwa w sposób gwałtowny zmiany temperatury pożywienia w przypadku posiadania koron lub mostu. Można je też stosować na częściowe protezy zębowe w połączeniu z innymi materiałami. Dają komfort użytkowania pacjentowi

bez oddziaływania na smak pożywienia. Co warto podkreślić stopy niklu po polerowaniu uzyskują bardzo dobry połysk oraz nadają się jako podbudowy pod ceramikę i akryl [7].

Stopy złota

W porównaniu do stopów metali nieszlachetnych stopy złota charakteryzują się znacznie wyższą gęstością (prawie czterokrotnie wyższą niż stopy tytanu oraz dwukrotnie wyższą niż stopy kobaltu lub niklu), niższą twardością i wytrzymałością, porównywalnym lub nieco wyższym współczynnikiem rozszerzalności.

Niewątpliwą zaletą stopów złota, które stanowią bazę podkładową dla ceramiki, jest bardzo dokładne przyleganie ich do tkanek zęba, co w bardzo dużym stopniu zapobiega próchnicy, oraz nie powoduje infekcji jamy ustnej. Korony i mosty ceramiczne na stopach złota poprawiają kosmetykę zębów przebarwionych, odłupanych, z wieloma wypełnieniami lub niewłaściwie ukształtowanych. Zastosowanie stopów złota w stomatologii to przede wszystkim protezy stałe, wkłady koronowo-korzeniowe, wkłady koronowe (inlay, onlay, overlay) oraz korony i mosty, protezy ruchome: płyty podniebienne protez całkowitych, szkielety protez ruchomych częściowych oraz elementy precyzyjnego utrzymania (matryce, części zamków) [5, 11].

Stop złota z miedzią i srebrem

Stop złota z miedzią i srebrem jest najczęściej stosowanym stopem w protetyce stomatologicznej. Miedź zwiększa wytrzymałość oraz twardość stopu, jednocześnie nadając mu czerwoną barwę. Srebro także zwiększa twardość, ale w mniejszym stopniu niż miedź, nadaje zabarwienie srebrzyste oraz obniża temperaturę topnienia stopu. Wykonuje się z niego klamry, płytki ochronne dla licówek porcelanowych, łuki, wkłady koronowo – korzeniowe. Złoto 20 oraz 22 –karatowe wykorzystuje się do wykonywania mostów, koron oraz nadbudowy koronowej zębów ćwiekowych [10].

Stopy złota z niklem

Dodatek niklu do stopów złota z miedzią i srebrem w ilości 15% podnosi wytrzymałość, sprężystość oraz twardość stopu, utrudniając jednak jego obróbkę mechaniczną. Nikel rozjaśnia barwę złota. Stop ten zachowuje sprężystość nawet po odlaniu. W protetyce jest używany m.in. do wykonywania szkieletów, łuków oraz klamer [10].

3. METODY WYTWARZANIA PODBUDOWY METALOWEJ

3.1. Tradycyjna metoda traconego wosku

Wykonanie odlewów metalowych uzupełnień protetycznych lub części metalowych protez odbywa się metodą „traconego wosku”. Procedury niezbędne do sporządzenia odlewów obejmują:

- a) wykonanie na modelach roboczych (gipsowych, bądź modelach powielonych z masy ogniotrwalej) wzorców - woskowych modeli protez lub ich metalowych elementów;
- b) przyklejenie wzorców kanałów odlewowych do woskowych modeli protez;
- c) sporządzenie form odlewniczych, obejmujące: umieszczenie woskowych wzorców (protez wraz z kanałami odlewowymi) na szczycie stożka odlewniczego podstawy formy odlewniczej i ich zatopienie w masie ogniotrwalej, pozwalającej na dokładne odwzorowanie ich kształtu i szczegółów anatomicznych;

- d) wygrzewanie form odlewniczych – mające na celu:
- usunięcia woskowych wzorców z form odlewniczych w celu utworzenia pustych przestrzeni przeznaczonych do wypełnienia płynnym metalem,
 - nadanie formie odlewniczej własności, niezbędnych do wykonania odlewu (poszerzenie formy odlewniczej, uzyskanie odpowiedniej temperatury),
- e) odlewanie - wypełnienie formy odlewniczej płynnym (stopionym) metalem;
- f) uwolnienie odlewów z masy osłaniającej, obróbka mechaniczna (szlifowanie i polerowanie).

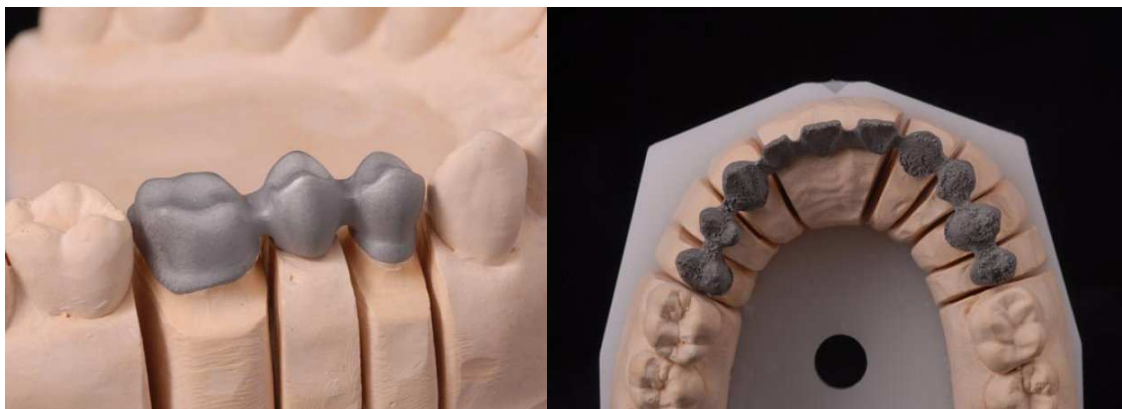
Metodę tradycyjną można uprościć korzystając z frezarki, która umożliwi wykonanie modelu z wosku. W taki sposób pomijamy etap ręcznego wykonania modelu woskowego [1].

3.2. Metody wykorzystujące nowoczesne urządzenia CAD/CAM

SLM

Technologia selektywnego topienia laserowego (SLM – Selective Laser Melting), stosowana jest w wytwarzaniu stałych uzupełnień protetycznych i pozwala na wykonanie skomplikowanej podbudowy mostów i koron opartych na zębach własnych pacjenta lub wszczepach śródkostnych. Jest to proces polegający na miejscowym spiekaniu lub też nadtopianiu sproszkowanego materiału przy pomocy skupionej i sterowanej komputerowo wiązki laserowej. Operacja ta przeprowadzana jest przy użyciu promieniowania laserowego z zakresu podczerwieni, którego źródłem jest laser CO₂ lub Nd:YAG. Otrzymana struktura posiada bardzo dużą dokładność i wysokie parametry wytrzymałości mechanicznej. Natomiast przeprowadzona bezpośrednio po wykonaniu podbudowy oksydacja zapewnia obrabianym elementom podwyższoną odporność na korozję.

W metodzie selektywnego topienia zastosowana moc lasera powoduje całkowite stopienie drobin proszku metalowego, co zapewnia otrzymanie zamierzonych własności mechanicznych danego elementu oraz jego jednorodną budowę wewnętrzną, pozbawioną jam skurczowych lub domieszek produktów spalania, typowych dla klasycznego procesu odlewania. W stomatologii technologia SLM znalazła zastosowanie m.in. w wytwarzaniu wszczepów śródkostnych, szablonów chirurgicznych czy łączników implantologicznych. Szczególnie polecana jest w protetyce stomatologicznej ze względu na możliwość uzyskania złożonej geometrii, małej objętości oraz dużej indywidualizacji wykonywanych uzupełnień protetycznych [12].



Rysunek 1. Most ze stopu CoCr wytworzony w SLM [13]

Figure 1. Bridge made of CoCr alloy created with SLM [13]

SLS

Podczas zastosowania systemu selektywnego spiekania laserowego obiekt tworzony jest podobnie jak w technologii SLM poziomymi warstwami, na podstawie komputerowego modelu stworzonego zgodnie z kształtem uzębienia pacjenta. W tym celu proszek metaliczny nanoszony jest stopniowo cienkimi warstwami na platformę urządzenia i spiekany laserem w odpowiednich miejscach, odpowiadających kształtowi zadanego elementu. Po każdym cyklu natapiania materiału platforma robocza opuszcza się w celu nałożenia kolejnej warstwy materiału. W ten sposób powstają precyzyjne i bardzo złożone elementy konstrukcyjne, które można z łatwością poddawać dalszej obróbce [16]. Modele wykonywane w technologii SLS pozbawione są naprężeń wewnętrznych oraz wad będących efektami ubocznymi tradycyjnego odlewnictwa, na czele ze skurczem metalu, który jest główną przyczyną niedokładności w metodach tradycyjnych. W technologii SLS można wytwarzać rzeczywistych wymiarów podbudowy o dowolnej długości, od pojedynczych koron, aż do 14-punktowych mostów. Niezależnie od rozległości ich struktura zawsze jest jednorodna, pozbawiona porów i doskonale dopasowana do zgryzu pacjenta. Co warto podkreślić, jest to obecnie najdokładniejsza metoda wykonywania konstrukcji ze stopów Co-Cr.

Rozwój technologii SLS sprawił, że jest ona coraz częściej stosowana w wielu dziedzinach, również w protetyce stomatologicznej. Wraz z rozwojem technologii ewoluowały także urządzenia do selektywnego spiekania metali. Ich gabaryty można dostosować do potrzeb pacjenta. Tak właśnie powstało urządzenie Realizer 50, które swoimi możliwościami i gabarytami idealnie wpasowuje się do potrzeb stomatologów. Urządzenie to oprócz stopów Co-Cr może również spiekać stale narzędziowe, tytan, stal nierdzewną, stopy metali szlachetnych. Wymiary zewnętrzne urządzenia firmy Realizer wynoszą 80 x 70 x 50 cm. Maszyna SLM 50 jest o wiele mniejsza od spotykanych dotychczas na rynku dużych maszyn SLM i dzięki temu jej zastosowanie już przy niewielkich partiach produkcyjnych okazuje się być opłacalne.



Rysunek 2. Urządzenie Relizer 50 [15]

Figure 2. Relizer 50 device [15]

Maszyna SLM 50 została zaprojektowana z myślą o obiektach o maksymalnej średnicy do 70 mm i wysokości do 40mm. Szczególnie dobrze nadaje się do wykorzystania w laboratoriach dentystycznych i usługowych centrach frezerskich do produkcji konstrukcji koron, mostów i klamer z chromokobaltu. Na platformie roboczej można produkować równocześnie do 40 różnych obiektów [16].



Rysunek 3. Korony oraz mosty wielopunktowe po spiekaniu SLM [15]

Figure 3. Crowns and multi-point bridges after sintering [15]

Przy zastosowaniu urządzenia SLM 50, podobnie jak w innych metodach wykonywany jest model obiektu 3D. Technik dentystyczny skanuje model, następnie w dedykowanym programie CAD przygotowuje dane 3D do produkcji obiektu. W oparciu o te dane SLM 50 produkuje wysokojakościowe i dokładnie spasowane elementy uzupełnień protetycznych. Charakteryzują się one nie tylko absolutną dokładnością odwzorowania i 100-procentową szczelnością, lecz przede wszystkim wymagają jedynie niewielkiej obróbki końcowej.

Opcjonalnie SLM 50 może zostać rozszerzony o moduł spawania laserowego. Dzięki takiemu modułowi możliwe staje się nie tylko spawanie najmniejszych punktów, lecz istnieje również możliwość tworzenia bardzo drobnych ciągłych spoin, bez konieczności poruszania obiektów.

Już przy produkcji elementów protetycznych w liczbie przekraczającej około 100 sztuk miesięcznie jej efektywność i rentowność przekracza rezultaty osiągane w tej kwestii przez tradycyjną technikę odlewniczą. Orientacyjny koszt jednego elementu (korona, punkt w moście) ze stopu Co-Cr bez skanowania, dopasowania i modelowania wacha się w granicach 30 - 50zł [16].

DMLS

Technologia DMLS najczęściej wykorzystuje iterbowy laser włóknowy pracujący w paśmie podczerwieni. Części są budowane poprzez nakładanie cienkich warstw proszku metalowego o grubości od 0,010-0,080mm. Proces nakładania materiału odbywa się najczęściej przy pomocy ostrza, które dodatkowo ścina nierówności przetopowe z warstwy poprzedniej. Po rozprowadzeniu proszku rozpoczyna się proces ekspozycji laserowej. Promień lasera kierowany jest światłowodem do kolimatora, który rozprasza i wyrównuje wiązkę, następnie dwa zwierciadła skanera zamocowane na precyzyjnych galwanometrach, kierują wiązkę do soczewki skupiającej i na powierzchnię proszku. Każde ze zwierciadeł odpowiedzialne jest za pozycjonowanie promienia lasera w jednej z dwóch osi X lub Y. W ten sposób przetapiane są ścieżki konturowe i wypełniające na powierzchni proszku i materiał jest warstwa po warstwie spajany w jednolity przedmiot.

W przeciwieństwie do technologii SLS, która niespieczony proszek wykorzystuje do podpierania „wiszących” geometrii, technologia DMLS wymaga generowania trwałych struktur podporowych podobnie jak w technologii SLA. Podpory są konieczne ze względu na znacznie szybszy skurcz metali po przetopieniu spowodowany dużą różnicą temperatur między atmosferą komory roboczej i ciekłym metalem (komora robocza maszyn DMLS nie jest ogrzewana). Celem podpór jest utrzymanie budowanego detalu w miejscu na platformie startowej i zapobieganie opadaniu oraz nadmiernemu przetopowi „wiszących” warstw [14].



Rysunek 4. Powierzchnia implantu kostnego ze stopu Ti6Al4V wykonana w technologii Direct Metal Laser Sintering. Grubość warstwy to 0,03mm. Na powierzchni warstw można zobaczyć ścieżki laserowania [15]

Figure 4. Surface of Ti6Al4V bone implant made with Direct Metal Sintering method. Thickness of layer is 0,03mm. Laser tracks are visible on the surface of layers [15]

4. PEŁNOCERAMICZNE UZUPEŁNIENIA PROTETYCZNE WYTWARZANE TECHNOLOGIĄ CAD/CAM

Współczesna stomatologia wykorzystuje system CAD-CAM do zaprojektowania geometrii (CAD) konstrukcji protetycznych. Uzupełnieniem etapu projektowania jest produkcja zaplanowanej konstrukcji (CAM) w urządzeniu sterowanym komputerem wyposażonym w odpowiednie oprogramowanie dedykowane dla danego systemu. Komputerowe systemy projektowania (CAD) wielu firm różnią się typem trójwymiarowego zapisu danych, używanego do odwzorowania powierzchni opracowanego elementu protetycznego. Natomiast systemy komputerowe wspomagające produkcję (CAM) są zazwyczaj podobne i składają się z cyfrowo sterowanej obrabiarki z głowicą frezującą przesuwaną się w kilku płaszczyznach względem elementu obrabianego. Dokładność optycznego odwzorowania uzyskiwana jest za pomocą fotoczułego czujnika skanera i zależy od liczby pikseli w elemencie analizującym (przetworniku).

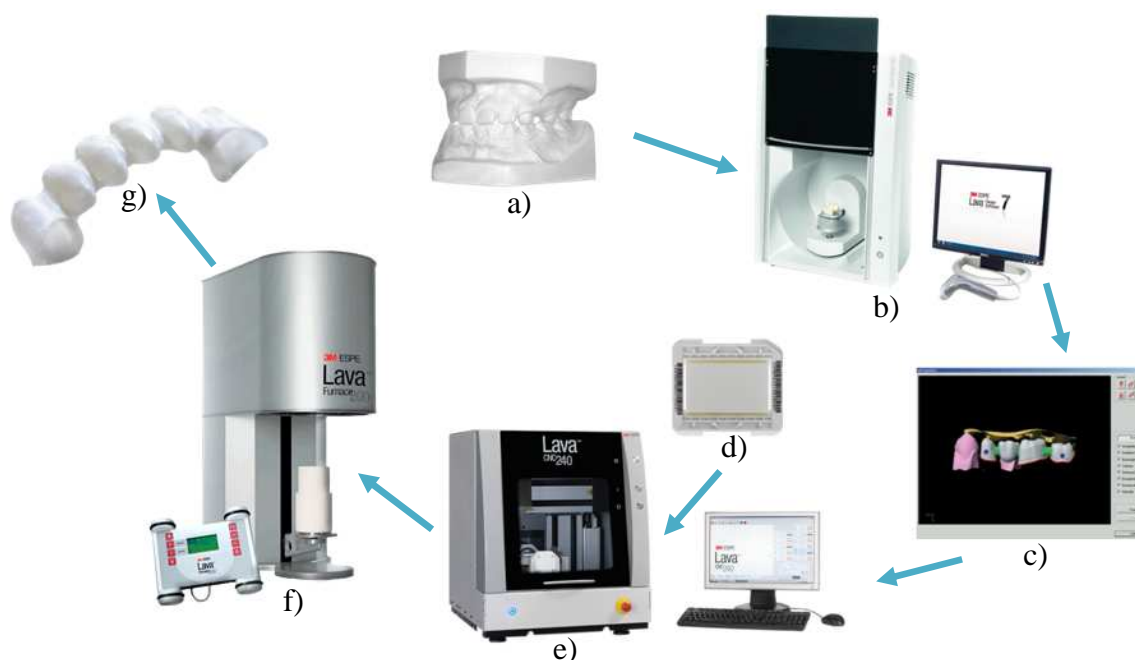
Model kształtu ubytku pacjenta pobrany w tradycyjnej technologii wycisku służy do zeskanowania potrzebnego odcinka z łuku zębowego i stanowi podstawę dalszego projektowania. Etap pobierania wycisku i tworzenia z niego modelu gipsowego można zastąpić opcjonalnym skanowaniem wewnątrzustnym.

Skaner pozwala na przeniesienie trójwymiarowego modelu gipsowego na model cyfrowy. Metody skanowanie modeli można podzielić na dotykowe i bezdotykowe. Skaner optyczny wykorzystuje technikę triangulacji dla wysokiej dokładności. Średni czas skanowania pojedynczej korony to około 1:40 min.

Kolejnym etapem jest modelowanie mostów lub koron w programie CAD na wcześniej wygenerowanym modelu cyfrowym. Podstawową czynnością na tym etapie jest pozbycie się podcieni, następnie sprawdzenie geometrii zeskanowanego modelu oraz zaprojektowanie brakującego zęba. Wiele systemów posiada bazę gotowych geometrii danego zęba. Kluczowe jest poprawne dopasowanie grubości przęsła. Powinno być możliwie jak najmniejsze żeby estetyczne nawiązywać do całości łuku zębowego, jednak należy pamiętać, że musi ono

przenosić obciążenia rzędu 250 - 600 N w kilku kierunkach. Projektowane elementy powinny być większe nawet o 25% od założonej wielkości finalnego elementu. Wynika to ze skurczu, który występuje podczas etapu spiekania (synteryzacji) preformy. Dokładna wielkość skurczu lub współczynnik ekspansji powinny być wpisane w system oprogramowania CAD.

Po przygotowaniu cyfrowego modelu można przejść do frezowania ustalonej geometrii w bloczkach z tlenku cyrkonu.



Rysunek 5. Etapy wytwarzania mostu ceramicznego metodą CAD/CAM: a) model gipsowy, b) skaner, c) dedykowane oprogramowanie CAD, d) bloczek cyrkonowy, e) frezarka, f) piec, g) gotowy most z cyrkonu [17]

Figure 5. Stages of ceramic bridge manufacturing with CAD/CAM method: a) plaster model, b) scanner, c) dedicated CAM software, d) zirconic block, e) milling machine, f) furnace, g) ready zirconic bridge [17]

Model kształtu ubytku pacjenta pobrany w tradycyjnej technologii wycisku służy do zeskanowania potrzebnego odcinka z łuku zębego i stanowi podstawę dalszego projektowania. Etap pobierania wycisku i tworzenia z niego modelu gipsowego można zastąpić opcjonalnym skanowaniem wewnątrzustnym.

Skaner pozwala na przeniesienie trójwymiarowego modelu gipsowego na model cyfrowy. Metody skanowanie modeli można podzielić na dotykowe i bezdotykowe. Skaner optyczny wykorzystuje technikę triangulacji dla wysokiej dokładności. Średni czas skanowania pojedynczej korony to około 1:40 min.

Kolejnym etapem jest modelowanie mostów lub koron w programie CAD na wcześniej wygenerowanym modelu cyfrowym. Podstawową czynnością na tym etapie jest pozbycie się podcieni, następnie sprawdzenie geometrii zeskanowanego modelu oraz zaprojektowanie brakującego zęba. Wiele systemów posiada bazę gotowych geometrii danego zęba. Kluczowe jest poprawne dopasowanie grubości przęsła. Powinno być możliwie jak najmniejsze żeby estetyczne nawiązywać do całości łuku zębego, jednak należy pamiętać, że musi ono przenosić obciążenia rzędu 250 - 600 N w kilku kierunkach. Projektowane elementy powinny

być większe nawet o 25% od założonej wielkości finalnego elementu. Wynika to ze skurczu, który występuje podczas etapu spiekania (synteryzacji) preformy. Dokładna wielkość skurczu lub współczynnik ekspansji powinny być wpisane w system oprogramowania CAD.

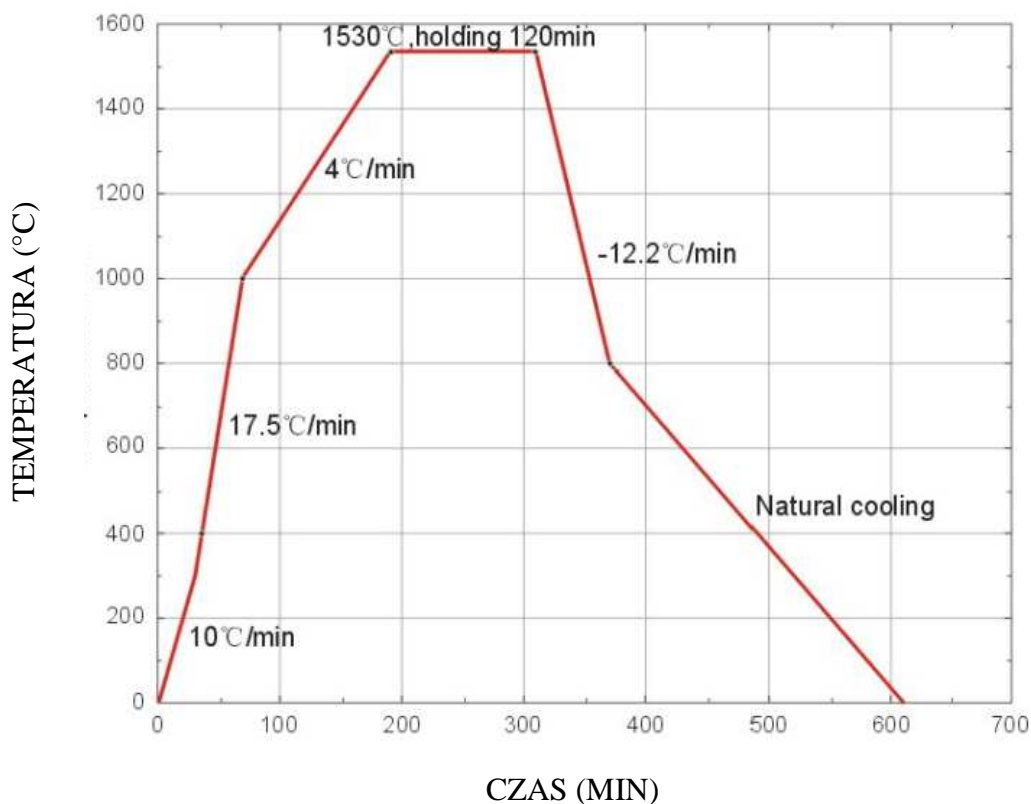
Po przygotowaniu cyfrowego modelu można przejść do frezowania ustalonej geometrii w bloczkach z tlenku cyrkonu.



Rysunek 6. Od prawej: tlenek cyrkonu w formie proszku, bloczek z tlenku cyrkonu, bloczek po etapie frezowania mostu protetycznego [17]

Figure 6. From left side: zirconium oxide powder, zirconium oxide block, block after milling of prosthetic bridge [17]

Jednym z ostatnich etapów jest spiekanie wcześniej wyfrezowanego kształtu. Parametry synteryzacji są ściśle ustalone i zależą od złożoności elementów protetycznych (Rys. 7).



Rysunek 7. Schemat synteryzacji cyrkonu [18]

Figure 7. Zirconium sintering scheme [18]

W przypadku obróbki tlenku glinu szybkość wzrostu temperatury wynosi 25°C na minutę, temperatura końcowa syntetyzacji 1530°C, czas przetrzymania w temperaturze końcowej to 2 godziny. Chłodzenie powinno przebiegać bez sterowania temperaturą w zamkniętym piecu. Otwarcie pieca zanim temperatura spadnie do 80°C może skutkować wystąpieniem naprężeń i pęknięć termicznych w materiale.

Po etapie spiekania następuje obróbka końcowa elementów, czyli przycinanie nadmiaru materiału, szlifowanie oraz polerowanie elementów uzupełnienia.

5. PORÓWNANIE UZUPEŁNIEŃ Z PODBUDOWĄ METALOWĄ ORAZ PEŁNOCERAMICZNYCH

Uzupełnienia protetyczne z podbudową metalową charakteryzują się dobrymi własnościami mechanicznymi i są stosowane od wielu lat. Rezygnacja z uzupełnień metalowo-ceramicznych, mimo bardzo dobrej wytrzymałości, podyktowana jest brakiem przezroczystości, procesami korozji elektrochemicznej, a także reakcjami zapalnymi, które powodują uwalnianie tlenków metalu w kontakcie z dziąsłem brzęznym. Alternatywnym rozwiązaniem jest ceramika oparta na tlenku cyrkonu, tlenku glinu oraz azotku krzemu. Te nowoczesne materiały ceramiczne charakteryzują się bardzo dobrą biogodnością i wytrzymałością.

Mosty z podbudową metalową dobrze przenoszą obciążenia oraz są tańsze w wykonaniu od mostów pełnoceramicznych wykonywanych metodami CAD/CAM. Wybór zależy, zatem od konkretnego przypadku oraz zasobności portfela osoby, której wykonuje się takie uzupełnianie.

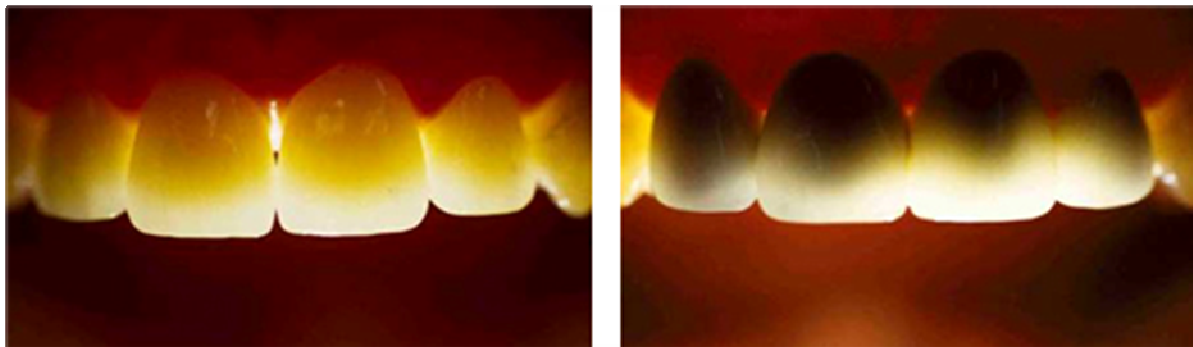
Tabela 1. Własności tworzyw ceramicznych w porównaniu ze stalą stopową [7]

Table 1. Properties of ceramic materials and alloy steel [7]

Własności	Jednostki	Stal stopowa	Si ₃ N ₄	ZrO ₂	Al ₂ O ₃
Gęstość	kg/cm ³	7,6	3,20 – 3,30	6,00	3,93
Twardość Vickersa	HV	700	1500 – 1800	1200	1800
Współczynnik rozszerzalności cieplnej	αx10 ⁻⁶ /K	10 - 16	3,20	10,50	9,10
Przewodność cieplna	W/ mK	30 – 40	18	2	25
Moduł Younga	Gpa	208	300 – 320	210	380
Wytrzymałość na zginanie	MPa	–	200	300	220
Wytrzymałość na ściskanie	MPa	400	1400	2100	1500
Odporność na pęknięcia kruche	Mpa m ^{1/2}	25	18	10	4,6
Samo smarowność	–	–	+++	++	+

Pod względem estetycznym uzupełnienia z podbudową metalową wypadają dużo gorzej niż pełnoceramiczne. Ceramika cechuje się lepszą przezroczystością, która jest zbliżona do naturalnego uzębienia. Mosty oparte na metalu odbijają światło w niekorzystny sposób, co może wpływać na sztuczny, matowy wygląd odbudowy. Mniejsza grubość licówki

porcelanowej w części przyszyjkowej sprawia, że ciemny kolor elementów podbudowy metalowej może przeświecać przez brzeg dziąsła, powodując jego nieestetyczne, szare zabarwienie (Rys. 8).



Rysunek 8. Most pełnoceramiczny (po lewej), oraz most ceramiczny z podbudową metalową (po prawej) [17]

Figure 8. Full-ceramic bridge (left photo) and ceramic bridge with metal substructure (right photo) [17]

Ograniczenia estetyczne spowodowane obecnością metalu pozostają w sprzeczności z rosnącymi oczekiwaniami pacjentów, którzy wybierają odbudowy na bazie materiałów bardziej estetycznych i naturalnych.



Rysunek 9. Dolna część trójpunktowych mostów [17]

Figure 9. Bottom part of triple Bridges [17]

Warto nadmienić, że stosowana w stomatologii ceramika jest odporna na procesy korozyjne, dlatego odznacza się dużo większą biokompatybilnością od metalu. Na komfort pacjenta wpływa także niska przepuszczalność termiczna ceramiki związana z jej przewodnością cieplną, co z kolei zapewnia komfort użytkowania wypełnień pełnoceramicznych w zróżnicowanych warunkach termicznych.

6. PODSUMOWANIE

Uzupełnienia ceramiczne na podbudowie metalowej charakteryzuje dobra wytrzymałość mechaniczną, co decyduje o tym, że można je stosować we wszystkich odcinkach łuku zębowego zarówno w postaci koron pojedynczych, jak i mostów protetycznych. Połączenie metalu z ceramiką w tym systemie następuje na drodze procesu chemicznego poprzez warstwę tlenków powstających w technologicznym procesie napalania porcelany na powierzchnie metalu. Odpowiednią wytrzymałość mechaniczną zapewnia tym konstrukcjom odporność ceramiki na ścieranie oraz jej mocne połączenie z podbudową metalową. Dzięki tym cechom stało się możliwe pokrywanie ceramiką również powierzchni żujących zębów bocznych. Podbudowa metalowa ogranicza jednak korzystny efekt estetyczny jaki stwarza przezierność ceramiki, przeświecanie rąbka dziąsłowego i penetracja jonów metali do okolicznych tkanek miękkich z powstaniem siniego zabarwienia w okolicy szyjki zęba tzw. rąbek metaliczny.

Pełnoceramiczne elementy protetyczne pozbawione są negatywnych cech estetycznych, przy zachowaniu dobrych własności mechanicznych. Uzupełnienia z podbudową np. cyrkonową charakteryzują się także dużo lepszą biokompatybilnością niż podbudowy z metali. Wpływa to na brak reakcji alergicznych oraz brak przebarwień tkanek otaczających podbudowę.

Uzupełnienia pełnoceramiczne posiadają także wady. Mała elastyczność konstrukcji nie pozwala, w niektórych przypadkach na wykonanie rozbudowanych, wielopunktowych uzupełnień. Kolejnymi przeszkodami w zastosowaniu są mikroodpryski z powierzchni aktywnej, brak możliwości naprawy konstrukcji oraz konieczność stosowania linerów.

Często najważniejszym aspektem przy decyzji o wyborze typu uzupełnienia protetycznego jest cena. Zależna jest ona od stosowanej techniki wykonywania danego uzupełnienia. Zazwyczaj pełnoceramiczne mosty, bądź korony są droższe od uzupełnień z podbudową metalową o ok.30%, dlatego są rzadziej wybierane jako odbudowa braków w uzębieniu.

LITERATURA:

1. Majewski S.: „*Podstawy protetyki w praktyce lekarskiej i technice dentystycznej*”, Wydawnictwo Stomatologiczne SZS-W w Krakowie, Kraków 2000
2. Lasek K., Okoński P., Mierzwińska-Nastalska E., „*Tlenek cyrkonu – właściwości fizyczne i zastosowanie kliniczne*” PROTETYKA STOMATOLOGICZNA, 2009, LIX, 6, 415-422
3. Bielański A.: „*Chemia ogólna i nieorganiczna*” PWN, Warszawa, 1979, 546-551.
4. Majewski S.: „*Rekonstrukcja zębów uzupełnieniami stałymi.*” Wydawnictwo Stomatologiczne FP., Kraków 2005.

5. Marciniak J. Kaczmarek M. Ziębowicz A. „*Biomateriały w stomatologii*”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008, ISBN 978-83-7335-520-0,
6. Leszek A. Dobrzański, „*Metaloznawstwo opisowe stopów metali nieżelaznych*”, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2008
7. Surowska B., „*Biomateriały metalowe oraz połączenia metal-ceramika w zastosowaniach stomatologicznych*” Wydawnictwa uczelniane, Lublin 2009, ISBN 978-83-7497-072-3
8. Jedynak B., Mierzwińska-Nastalska E. „*Tytan – właściwości i zastosowanie w protetyce stomatologicznej*”, DENTAL FORUM /1/2013/XXXXI
9. Pakieła G. „*Metale i stopy metali*” Skrypt dla studentów Oddziału Stomatologii Wydziału Lekarskiego AMB, *Materiałoznawstwo protetyczne*, pod redakcją dr hab. n. med. Marii Gołębiowskiej, Akademia Medyczna w Białym stoku, 2003, ISBN 83-86796-64-2
10. Kordasz P., Wolanek Z. „*Materiałoznawstwo protetyczno – stomatologiczne*”, Podręcznik dla średnich szkół medycznych, Wydanie IV uzupełnione, Państwowy zakład wydawnictw lekarskich, Warszawa 1983, ISBN 83-200-0681-3
11. Robert G. Craig, John M. Powers, John C. Wataha, „*Materiały stomatologiczne*”, 2000, Wydawnictwo Medyczne Urban & Partner, Wrocław, ISBN 0-323-0512-8
12. Bielański A.: *Chemia ogólna i nieorganiczna* PWN, Warszawa, 1979, 546-551.
13. Trzebiatowski W.: *Chemia nieorganiczna* PWN, Ryc. 3 Mosty na podbudowie z tlenku cyrkonu. Warszawa 1969, 500-504.
14. 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, 389-404.
15. Dejak B., Kacprzak M., Suliborski B., Śmielak B.: *Struktura i niektóre właściwości ceramiek dentystycznych stosowanych w uzupełnieniach pełnoceramicznych w świetle literatury*. Protet. Stomol., 2006, LVI, 6, 471-477.
16. <http://technodent.pl/oferta/pracownia-ceramiki/korony-i-mosty-ceramiczne-na-podbudowie-cyrkonowej/>
17. <http://lab.artoral.pl/pl/laboratorium/d/16,korony-i-mosty-ceramiczne/>
18. Borsuk-Nastaj B., Maciej Młynarski M., „*Zastosowanie technologii selektywnego topienia laserem (SLM) w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych*. Protetyka stomatologiczna, 2012, LXII, , 2012, LXII, 3, 203-210
19. <http://www.neodent.com.pl/index.php?mode=menu&id=64>
20. <http://www.przyrostowo.pl/technologie/dmls-slm#.VUEZISHtmko>
21. <http://www.realizer.com/startseite/produkte/realizer-slm-maschinen/slm-50>
22. <http://ovodent.pl/cad-cam/selektywne-spiekanie-laserowe-realizer-slm-50/>
23. http://www.3m.com/3M/en_US/Dental/Products/Lava-Ultimate/
24. <http://www.upcera.pl/down.php?fid=65>

