

Fizykochemiczne właściwości formowania przyrostowego w stomatologii – przegląd piśmiennictwa

Physicochemical properties of additive manufacturing in dentistry. A literature review

Marcel Czajkowski¹, Jarosław Sidun², Teresa Sierpińska³

¹ Zakład Protetyki Stomatologicznej Uniwersytetu Medycznego w Białymstoku
Kierownik: prof. dr hab. *M. Gołębiewska*

² Katedra Inżynierii Materiałowej i Biomedycznej, Politechnika Białostocka
Kierownik: prof. dr hab. inż. *J.R. Dąbrowski*

³ Zakład Technik Dentystycznych Uniwersytetu Medycznego w Białymstoku
Kierownik: dr hab. *T. Sierpińska*

HASŁA INDEKSOWE:

formowanie przyrostowe, promieniowanie laserowe, selektywne spiekanie laserowe, selektywne topienie laserowe, CAD/CAM

KEY WORDS:

additive manufacturing, laser radiation, selective laser sintering, selective laser melting, CAD/CAM

Streszczenie

Formowanie przyrostowe to stosunkowo nowa grupa metod wytwarzania elementów protetycznych w stomatologii. Połączenie możliwości CAD/CAM i promieniowania laserowego zaowocowało rozwojem technologii wytwarzania elementów protetycznych w sposób bardziej dokładny, powtarzalny i obciążony mniejszym ryzykiem występowania błędów w fazie wykonawczej. W zależności od rodzaju substratu oraz typu reakcji chemicznej zachodzącej między jego cząsteczkami, rozróżnia się wiele metod formowania przyrostowego. Do najczęściej stosowanych w protetyce należą: selektywna laserowa synteryzacja (SLS) i topienie (SLM). Umiejętne wirtualne zaprojektowanie przedmiotu formowanego uwzględniające naturę światła laserowego oraz odpowiedni dobór parametrów fizycznych promieniowania są warunkami niezbędnymi do osiągnięcia zadowalających rezultatów. Pomimo wysokich nakładów jakich wymaga zorganizowanie laboratorium

Summary

Additive manufacturing is a quite new fabrication method in dentistry. Possibilities of CAD/CAM in combination with laser radiation have contributed to the development of precise, replicable and low failure risk technology of producing prosthetic elements. There are a lot of additive manufacturing methods, which differ in substrates and types of chemical reactions. Selective laser sintering (SLS) and selective laser melting (SLM) are the most common methods. Accurate virtual design of the object formed considering the properties of laser light and proper choice of physical parameters of radiation determine the achievement of satisfying results. Despite high costs, additive manufacturing method has a lot of advantages, such as small number of waste products, considerably shorter time of manufacturing suprastructures and relatively low cost of producing a single element. Therefore, it can be assumed that the presented methods will

protetycznego pracującego techniką formowania przyrostowego, zaletami tej metody są: zredukowanie do minimum ilości odpadów cyklu wykonawczego, znaczne skrócenie czasu wytwarzania suprastruktur i stosunkowo niski koszt wykonania pojedynczego elementu, co pozwala traktować opisane w artykule metody jako przyszłościowe. Celem pracy było przedstawienie podstawowych właściwości i zastosowań formowania przyrostowego w protetyce stomatologicznej.

Część laboratoryjna wykonawstwa elementów protetycznych to bez wątpienia najdroższy i najbardziej czasochłonny etap postępowania leczniczego lekarza protetyka.

Metoda traconego wosku, wprowadzona do stomatologii na początku XX wieku przez Taggart'a, jest obecnie najszerzej stosowaną metodą otrzymywania metalowych elementów protez. Z pobranego przez lekarza wycisku odlewa się model roboczy. Z wosku kształtuje się na nim elementy przeznaczone do zamiany na metal (podbudowy koron, mostów, wkłady koronowe, koronowo-korzeniowe lub szkielety protez nieosiadających). W procesie odlewniczym forma woskowa zostaje zamieniona na metal. Dzieje się to poprzez zatopienie woskowego modelu w masie ogniotrwalej, wytopienie wosku, wprowadzenie w jego miejsce płynnego metalu, który stopniowo chłodzony przechodzi w stały stan skupienia. Jakość odlewu i jego dokładność uzależnione są m.in. od kurczliwości wosku modelowego, właściwości masy osłaniającej, kurczliwości stopu czy obróbki gotowego odlewu. Technika ta obarczona jest wysokim ryzykiem popełnienia błędu i powtarzalnością uzależnioną od doświadczenia technika laboratoryjnego. Począwszy od pojawienia się technologii wspomaganego komputerowo projektowania i wytwarzania (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM), proces wykonawczy stałych uzupełnień

be commonly used in the future. The aim of the study was to describe basic properties and applications of additive manufacturing in prosthetics.

protetycznych wzbogacił się o metody formowania ubytkowego takie jak: frezowanie, formowanie elektroiskrowe czy elektrochemiczne. Pod koniec lat osiemdziesiątych XX wieku połączenie możliwości CAD/CAM i promieniowania laserowego zaowocowało pojawieniem się technologii formowania przyrostowego – najbardziej jak dotąd efektywnej metody warstwowego wytwarzania trójwymiarowych elementów konstrukcyjnych, w tym protez stomatologicznych.

Formowanie przyrostowe to zbiór metod opartych o technologię CAD/CAM, w których gromadzenie danych, ich przetwarzanie oraz laserowy proces wykonawczy wspomagane są komputerowo. Urządzenie rejestrujące skanuje model roboczy lub wycisk (DWOS Dental Wings, The Trios 3shape, PlanScan Planmeca, LAVA 3M Espe) (1). Oprogramowanie komputerowe umożliwia zaprojektowanie elementu protetycznego na podstawie wirtualnego modelu. Projekt dzielony jest cyfrowo na szereg przekrojów, które warstwa po warstwie wytwarzane są z dedykowanych stopów przy użyciu lasera. Wiązka laserowa precyzyjnie skanuje rozpraszany surowiec dzięki złożonym układom optycznym. Proces produkcyjny generuje minimalne ilości odpadów oraz umożliwia wytwarzanie wielu elementów w trakcie jednego cyklu produkcyjnego. Kształtowanie warstwowe znalazło swoje zastosowanie około

30 lat temu w przemyśle mechanicznym i lotniczym. Obecnie stosowane jest coraz szerzej w przemyśle medycznym. Dzieje się tak ze względu na szereg wad popularnego obecnie formowania ubytkowego, polegającego na frezowaniu materiałów narzędziami mechanicznymi, wiązką elektronów, elektrochemicznie, fotochemicznie, ultradźwiękowo lub przy pomocy erozji iskrowej (2, 3). Wady formowania ubytkowego takie jak: długi czas skrawania, szybkie zużycie narzędzi oraz znaczna ilość odpadów obrabianych stopów ograniczają jego zastosowanie na rzecz metod przyrostowych (4, 5).

Do grupy metod formowania przyrostowego mających zastosowanie w medycynie zaliczamy:

- a) stereolitografię,
- b) osadzanie topionego materiału (Fused deposition modeling FDM),
- c) topienie przy pomocy wiązki elektronów (Selective electron beam melting SEBM),
- d) laserowe formowanie proszku (Selective laser sintering/melting SLS/SLM),
- e) drukowanie 3D (3D Inkjet Printing 3DP).

W stomatologii stosowane są:

Stereolitografia (StereoLithography Aparatus SLA)

Proces wykonawczy polega na działaniu lasera UV (Nd:YAG lub półprzewodnikowego typu LED) na światłoutwardzalną żywicę. Zbiornik z substratem znajduje się na ruchomej platformie, która obniża się po utwardzeniu kolejnych warstw. W efekcie dochodzi do zapłynięcia żywicy na powierzchnię utwardzonej uprzednio warstwy. Specjalny element systemu (recoater) odpowiedzialny jest za równomierne rozprowadzanie kolejnych warstw materiału. Po uformowaniu kompletnej struktury poddaje się ją płukaniu w odpowiednich rozpuszczalnikach w celu wyeliminowania z jej powierzchni resztek niespolimeryzowanej żywicy. Po zakończeniu procesu formowania konstrukcja

umieszczana jest w piecu UV, gdzie poddawana jest utwardzaniu promieniowaniem ultrafioletowym (postcuring). Stereolitografia wykorzystywana jest w stomatologii do wytwarzania modeli anatomicznych, tymczasowych koron i mostów, indywidualnych szablonów chirurgicznych w implantologii, do produkcji elementów protez przeznaczonych do zamiany na metal tradycyjnymi metodami odlewniczymi. Na tle innych metod formowania przyrostowego jest procesem stosunkowo długim. Standardowy cykl pracy to średnio 6 do 12 godzin.

Osadzanie topionego materiału (Fused deposition modeling FDM)

Etapem laboratoryjnym, w którym ma zastosowanie, jest produkcja wzorców woskowych wykorzystywanych w odlewnictwie protez stałych metodą traconego wosku. Termoplastyczny surowiec dostarczany jest w postaci pręcików nawiniętych na szpulki (np. wosk odlewowy) bądź w postaci podgrzewanego zbiornika (np. pasty ceramiczne). Materiał wyciskany przy pomocy specjalnej dyszy lub strzykawki formuje zaprojektowany uprzednio woskowy wzorec. Obecnie FDM znajduje główne zastosowanie w inżynierii tkankowej i drukowaniu narządów jako technologia umożliwiająca produkcję podłoża dla dzielących się komórek. Materiały poddawane obróbce na drodze FDM to: kopolimer akrylonitrylo-butadieno-styrenowy (ABS), poliwęglany (PC), polikaprolakton (PCL), polifenylosulfon (PPSU), pasty hydroksyapatytowe i woski odlewowe. Do tej pory nie potwierdzono skuteczności tej metody w wykonywaniu ostatecznych konstrukcji protetycznych.

Laserowe formowanie proszku

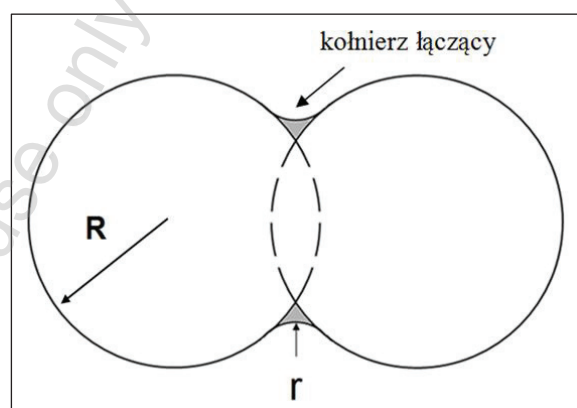
Metodami opierającymi się na laserowym formowaniu proszku są: Selektowna Synteryzacja Laserowa (Selective laser sintering, SLS) i Selektowne Topienie Laserowe

(Selective laser melting, SLM). SLS początkowo było wykorzystywane do wytwarzania prototypów w przemyśle mechanicznym. Obecnie wraz z selektywnym topieniem laserowym (SLM) stosowane jest jako metoda produkcji ostatecznych elementów metalowych i ceramicznych. Proces wykonawczy zaprojektowanej wirtualnie konstrukcji odbywa się w komorze wypełnionej biernym chemicznie gazem (argonem lub azotem). Substrat rozprowadzany jest na specjalnej platformie, której ruchem steruje komputer. Wiązka lasera wysokiej mocy (CO_2 , Nd:YAG, laser dyskowy lub iterbowy laser włóknowy) nadtopia lub utwardza cząstki substratu w selektywnie wybranych obszarach. Promień świetlny prowadzony jest przez złożony układ optyczny, w którym panele zbudowane z mikroskopijnych soczewek prowadzą wiązkę światła po materiale roboczym. Nadmiar proszku jest odzyskiwany przy pomocy specjalnych urządzeń zgarniających i wykorzystywany do formowania kolejnych warstw produktu. Po spieczeniu lub stopieniu rozproszonej partii materiału, platforma obniża się o grubość zaprogramowanej warstwy w zakresie od 20 do 200 μm . Po uformowaniu pożądanej konstrukcji dochodzi do jej wygrzewania w celu eliminacji naprężeń wewnętrznych oraz oksydacji zapewniającej bierność chemiczną konstrukcji, w tym odporność na korozję. Laserowemu formowaniu proszku możemy poddać takie substancje jak: polimery (poliamidy, polietylen, polikaprolakton), metale (żelazo, tytan i jego stopy, stopy chromo-kobaltowe) oraz ceramikę. Ta metoda znajduje zastosowanie w stomatologii do produkcji wszczepów śródkostnych oraz wytwarzania metalowych elementów protez ruchomych i stałych. Obecnie Instytut Technologii Laserowych Fraunhofera (Niemcy) prowadzi zaawansowane prace nad wytwarzaniem cyrkonowych podbudów protez stałych metodą laserowego formowania proszku (6).

Połączenia międzycząsteczkowe w ramach

laserowego formowania proszku powstają na drodze następujących mechanizmów (7):

1. Synteryzacja w stanie stałym (Solid State Sintering, SSS) – to proces termiczny odbywający się w przedziale temperatur od $\frac{1}{2}T_{\text{topnienia}}$ do $T_{\text{topnienia}}$ stopu poddawanego formowaniu. Pomiędzy molekułami dochodzi do zjawiska dyfuzji, której efektem jest powstawanie kołnierzy międzycząsteczkowych. W wyniku obniżenia wolnej energii cząsteczek powstaje różnica wakansów na powierzchniach mniej (R) i bardziej zakrzywionych (r). Skutkuje to ruchem strumienia atomów w kierunku wyższego stężenia wakansów na powierzchniach bardziej zakrzywionych co prowadzi do zwiększania rozmiarów kołnierza łączącego cząsteczki (ryc. 1).



Ryc. 1. Schemat synteryzacji w stanie stałym (Solid State Sintering). R – promień krzywizny cząsteczki poddawanej synteryzacji, r – promień krzywizny tworzącego się kołnierza łączącego.

Synteryzacja w stanie stałym jest możliwa do przeprowadzenia w przypadku stopów metali, w tym również tytanu (tempo reakcji znacznie przyspiesza, kiedy tytan znajduje się w fazie β) oraz ceramiki (skondensowany proszek ceramiczny poddawany jest działaniu lasera Nd:YAG w komorze pieca, gdzie temperatura sięga do 900°C). Ceramika poddana synteryzacji w stanie stałym wymaga obróbki wykończeniowej.

2. Reakcja wiązania indukowana chemicznie (Chemically Induced Binding ChIB) – wiązka lasera podgrzewa cząsteczki sproszkowanego surowca do wysokich temperatur. Powoduje to ich rozkład na atomy, które reagują ze środowiskiem atmosfery. W ten sposób powstają nowe związki chemiczne, pełniące rolę czynników wiążących. Oddziaływanie lasera na cząstki spiekane go materiału odbywa się tu w stosunkowo krótkich odcinkach czasu. Uniemożliwia to zajście procesu dyfuzji, tak jak ma to miejsce w metodzie SSS. Materiałem poddawany ChIB może być np. węgiel krzemu. Pod wpływem lasera ulega on rozkładowi do krzemu i węgla. Proces ten odbywa się w atmosferze tlenu, co prowadzi do powstania tlenków krzemu. SiO_2 staje się związkiem spajającym pozostałe cząsteczki SiC. Podobny proces może mieć miejsce w przypadku scalania proszku glinowego. Energia lasera przekazywana atomom glinu powoduje, iż w atmosferze ochronnej azotu formują się cząsteczki AlN. Pełnią one rolę związku scalającego pozostałe cząsteczki glinu. Surowcem poddawany ChIB może być również cyrkon.

3. Topienie częściowe (Partial Melting) – istnieją dwie grupy surowców poddawanych tej metodzie topienia.

Pierwsza grupa to surowce, w których strukturze wewnętrznej występują cząsteczki budulcowe i cząsteczki łączące. Mechanizmy syntezy w pierwszej grupie przedstawiają się następująco:

a) sproszkowany surowiec może być zbudowany z dużych cząsteczek materiału budulcowego (metal lub ceramika) oraz małych cząstek łączących o niskiej temperaturze topnienia. Energia lasera powoduje topienie cząstek łączących, które wypełniają przestrzeń międzycząsteczkowe materiału budulcowego na drodze oddziaływań kapilarnych. Stopy tego typu

wymagają termicznej obróbki posyntetyzacyjnej w celu zredukowania kruchości i wyeliminowania porowatości powierzchni,

b) pojedyncza cząsteczka sproszkowanego surowca zawiera w sobie zarówno materiał budulcowy jak i łączący. Cząsteczki tego typu otrzymuje się na drodze mielenia, łamania oraz zgrzewania dwóch osobnych proszków. Topieniu poddawana jest wyłącznie frakcja łącząca cząsteczki. Efektem jest otrzymanie produktu o większej gęstości i mniejszej porowatości,

c) pojedyncza cząsteczka budulcowa (metal) otoczona jest frakcją cząsteczek łączących (metal, polimer lub warstwa fenolowa). Zapewnia to wysoką trwałość połączeń międzycząsteczkowych oraz zmniejsza ryzyko zaabsorbowania promieniowania laserowego przez cząsteczkę budulcową w trakcie syntezy.

Drugą grupę surowców stanowią te, w których brak jednoznacznego podziału na cząsteczki budulcowe i łączące. Głównym kryterium podziału tej grupy, jest stosunek stopionej powierzchni ziarnistości do tej nie poddanej topieniu. Mechanizmy syntezy w grupie drugiej to:

a) topienie częściowe jednolitej frakcji cząsteczek (Single Phase Material Partially Molten) – ziarnistości surowców metalicznych jak i polimerów poddawane są topieniu jedynie na ich powierzchniach. Rdzeń pozostaje nienaruszony. Cząsteczki nadtopione stają się spoiwem dla tych, które nie zostały poddane działaniu lasera,

b) łączenie mieszanin proszkowych (Fusing Powder Mixture) – polega na częściowym topieniu ziarnistości mieszaniny proszków wielofazowych. Celem takiego postępowania jest otrzymanie pożądanego stopu końcowego, tj. obniżenie temperatury topnienia, zwiększanie

efektywności synteryzacji, zmniejszanie napięcia powierzchniowego stopu.

4. Topienie całkowite (Full Melting) – to łączenie sproszkowanego stopu lub polimeru poprzez:

- a) topienie jednoskładnikowego proszku o jednym rodzaju cząsteczek budulcowych (np. czysty tytan),
- b) topienie wieloskładnikowego proszku o jednym rodzaju cząsteczek budulcowych (np. stop Stainless Steel 1.4404, TiAl6V4),
- c) łączenie mieszanin proszkowych (Fusing Powder Mixture) – polega na całkowitym topieniu ziarnistości proszków wielofazowych.

Mechanizmy od 1 do 3 biorą udział w procesie Selektywnej Synteryzacji Laserem (SLS). Topienie całkowite (Full Melting) stanowi podstawę technologii Selektywnego Topienia Laserem (SLM). Właściwości fizyczne formowanych przedmiotów uzależnione są od doboru parametrów procesu i od oprzyrządowania wykorzystanego do ich produkcji.

SLS

Najmniejsza grubość podbudowy metalowej wykonanej technologią SLS dla celów stomatologicznych to 0,5 mm. Minimalne pole przekroju miejsc łączących elementy mostu powinno wynosić 4 mm² w odcinku przednim i 5 mm² w odcinku bocznym. Rozprowadzane warstwy proszku poddawane są działaniu iterbowego lasera włóknowego. Gotową podbudowę śrutuje się ceramicznie w celu wyeliminowania z powierzchni resztek proszku oraz wygrzewa się w celu eliminacji naprężeń wewnętrznych (8). Metoda SLS od 1989 roku jest nieustannie udoskonalana przez firmę Electro Optical Systems GmbH (Niemcy). Przykładem urządzenia przeznaczonego do selektywnej synteryzacji laserowej jest EOSINT P800 o wymiarach komory roboczej 700x380x580 mm, a przykładem stopu wykorzystywanego do synteryzacji jest EOS CobaltChrome SP2.

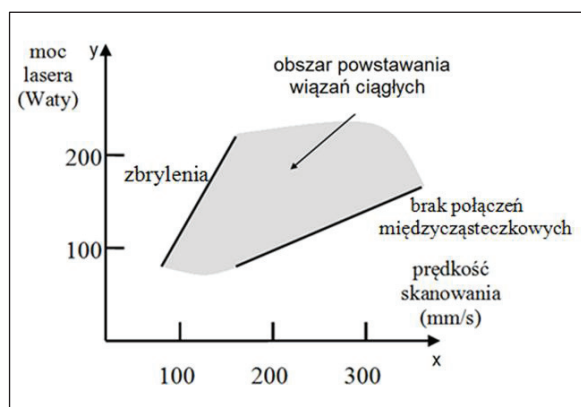
SLM

Topienie całkowite (Full Melting) stanowi podstawę technologii Selektywnego Topienia Laserem (Selective Laser Melting). Jest to proces polegający na warstwowym nakładaniu proszku metalicznego i następczym topieniu go przy pomocy lasera. SLM to nazwa zarezerwowana wyłącznie dla przetwarzania proszków metalowych. Proces ten prowadzi do osiągnięcia produktu końcowego o gęstości zbliżonej do 100%, który posiada wszystkie właściwości mechaniczne stopu, z którego został wykonany. Możliwa jest jego dalsza obróbka cieplna umożliwiającą licowanie ceramiką. Forma metalowa otrzymana tą metodą charakteryzuje się brakiem jam skurczowych oraz pozbawiona jest domieszek produktów spalania. Jej minimalna grubość w przypadku stopów nieszlachetnych to 0,35 mm, a w przypadku stopów szlachetnych 0,5 mm. Topienie proszku odbywa się przy pomocy lasera wysokiej mocy mieszczącej się w przedziale 100-400W. Do licowania struktur metalowych używa się ceramiki dentystycznej lub materiału kompozytowego. Urządzeniem wykorzystującym technologię selektywnego topienia laserem jest EOSINT M270 firmy EOS. Laser o mocy 200W jest w stanie wytwarzać warstwy o grubości 20-100 μm, z prędkością 2-20 mm³/s. Przykładem stopów wykorzystywanych w metodzie SLM jest szlachetny BioPontoStar+ (Bego) i nieszlachetny Wirobond C+ (Bego) (4, 9).

Cechy procesu

Promieniowanie laserowe przekazuje energię cząsteczkom formowanym na obszarze odpowiadającym rozmiarom plamki lasera. Dzięki zjawisku kondukcji cząsteczki sąsiadujące z naświetlanym obszarem otrzymują część energii promieniowania. Prowadzi to do powstania wiązań międzycząsteczkowych w obszarze nieobjętym bezpośrednim działaniem lasera. Efektywna średnica wiązki jest zatem większa od jej rzeczywistego rozmiaru

(10). Skala tego zjawiska uzależniona jest od mocy i prędkości skanowania wiązki laserowej. Optymalny stosunek tych parametrów doprowadza do powstania wiązań ciągłych. Zbyt wysoka moc wiązki przy niskiej prędkości skanowania skutkuje powstaniem cząsteczkowych zbryleń. Wysoka wartość prędkości skanowania i niska moc lasera uniemożliwia powstanie połączeń międzycząsteczkowych (ryc. 2) (7).



Ryc. 2. Wpływ mocy lasera i prędkości skanowania na powstawanie wiązań międzycząsteczkowych.

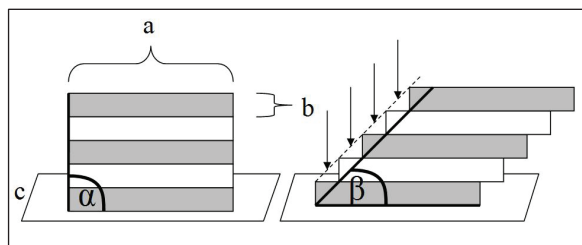
Laser, podgrzewając proszek powyżej temperatury topienia, doprowadza do wzrostu lepkości jego molekuł (spiekanie). Efektem jest zwiększenie gęstości cząsteczkowej produktu. Mogący występować wzrost wartości płynięcia skutkuje powstaniem naprężeń ścinających odpowiedzialnych za deformację przedmiotu formowanego (11). Średnica wiązki lasera determinuje dokładność odwzorowania kształtu zaprojektowanego elementu, a prędkość skanowania decyduje o jego spójności międzycząsteczkowej. Pożądane właściwości formowanego przedmiotu otrzymamy wówczas, kiedy zbalansujemy parametr mocy lasera, średnicę wiązki oraz jej prędkość skanowania. W celu określenia optymalnej dawki energii niezbędnej do uzyskania homogennego produktu

topienia stosuje się parametr gęstości energii (E – gęstość energii w J/mm^2 , P – moc lasera, V – prędkość skanowania wiązki, d – średnica wiązki):

Udowodniono, iż lepsze właściwości fizyczne (eliminacja napięcia resztkowego, wyższa ciągliwość) otrzymuje się po selektywnym topieniu wykonanym nie pojedynczą wiązką lasera, a ich sekwencją: YAG i CO_2 (12).

Selektywne laserowe spiekanie lub topienie (SLS/SLM) są złożonymi zjawiskami termofizycznymi. Wpływ na przebieg procesu mają: skład chemiczny proszku, jego gęstość, budowa cząsteczkowa, średnica ziaren, właściwości termiczne i właściwości płynięcia. Laser topiący proszek może pracować w określonym trybie, posiadać określoną długość fali, moc, częstotliwość impulsu, średnicę plamki co należy uwzględnić już na etapie projektowania komputerowego. Kompensacja (offset) to określenie odległości między zewnętrzną krawędzią warstwy formowanej a środkiem wiązki lasera. Skalowanie mocy lasera bez zmiany warunków jego działania (scaling) i odpowiednia wartość kompensacji służą projektowaniu przedmiotów w sposób uwzględniający zmiany wymiarów przedmiotów formowanych, będące wynikiem wysokiego gradientu temperatur w cyklu produkcyjnym.

Górne (końcowe) warstwy topionego proszku charakteryzują się wyższą dokładnością wykonania i mniejszą porowatością niż warstwy dolne (początkowe). Wynika to z faktu nieco głębszej penetracji lasera w łożo proszkowe w trakcie tworzenia przekrojów początkowych. Brak jest wówczas warstwy proszku ekranującej działanie lasera leżącej poniżej. Stąd powierzchnie uzupełnień protetycznych przylegające do łączników implantologicznych oraz elementy precyzyjne nie powinny być formowane jako pierwsze. Wirtualne projekty wykonywanych elementów sytuuje się do góry nogami w celu tworzenia warstw wymagających wyjątkowej precyzji jako ostatnie.



Ryc. 3. Zjawisko stopniowania. Przedmiot formowany podzielony na białe-szare przekroje, *a* – długi brzeg warstwy formowanej, *b* – krótki brzeg warstwy formowanej, *c* – pozioma platforma. Kąty nachylenia względem platformy: $\alpha = 90^\circ$, $\beta = 45^\circ$, strzałkami zaznaczono luki odpowiedzialne za zjawisko stopniowania.

Warstwowa produkcja elementów metodą formowania przyrostowego prowadzi do powstania zjawiska stopniowania (stair effect). Ma ono miejsce na pochyłych powierzchniach przedmiotów formowanych (ryc. 3).

Zjawisko stopniowania można ograniczyć poprzez projektowanie większej liczby cieńszych przekrojów oraz regulację kąta nachylenia przedmiotu względem platformy. Teoretycznie rzecz biorąc, rozmiar luk dla kąta 90° wynosi 0 mm^2 i zwiększa się wraz ze zmniejszaniem kąta. W praktyce jednak rzecz ma się nieco inaczej. Dla produkowanych doświadczalnie walców ze stali nierdzewnej badania ujawniły zmniejszanie powierzchni luk w miarę wzrostu kąta nachylenia do wartości $15\text{--}20^\circ$. Dla kątów powyżej tej granicy, pomimo że zjawisko stopniowania maleje, sumaryczna powierzchnia luk rośnie. Efekt ten wywołany jest niedokładnościami w dolnych (początkowych) warstwach formowanych przedmiotów, których zarys częstokroć wykracza poza obszar projektowanego przedmiotu. Reasumując: optymalny kąt nachylenia, w którym powstanie najmniejsza powierzchnia luk brzeżnych, uzależniony jest od: rodzaju formowanego materiału, rozmiaru ziaren surowca oraz metody ich łączenia (13).

Techniki formowania przyrostowego w

przemśle medycznym cieszą się rosnącą popularnością. Stosowane obecnie urządzenia umożliwiają jednoczesną produkcję do około 450 suprastruktur protetycznych w jednym cyklu pracy trwającym niecałą dobę. Komputerowa kontrola procesu wytwarzania, jego dokładność ($\pm 20 \mu\text{m}$), powtarzalność oraz brak produktów ubocznych powodują, iż formowanie przyrostowe jest obecnie najszybszym i najtańszym sposobem wykonawstwa laboratoryjnego w przeliczeniu na jeden punkt podbudowy. Ze względu na wysokie koszty uruchomienia linii produkcyjnej, projekty prac przesyłane są obecnie w postaci plików elektronicznych w formacie STL lub DCM do zbiorczych centrów wykonawczych na całym świecie. Następnie wracają do pracowni technicznej w celu ewentualnej obróbki końcowej i/lub licowania (3, 8, 14). Pozostaje zatem kwestią lat, kiedy technologie selektywnego laserowego formowania przyrostowego staną się powszechnym narzędziem laboratoryjnego wykonawstwa uzupełnień protetycznych.

Piśmiennictwo

1. <http://www.henryschein.com/us-en/Zahn/DigitalDentistry/IntraoralImpressions.aspx>
2. Majewski S.: Nowe technologie w wytwarzaniu stałych uzupełnień zębowych: galwanofarming, technologie CAD/CAM, obróbka tytanu i współczesne systemy ceramiczne. *Protet. Stomatol.*, 2007, 2, 124-131.
3. Dejak B.: Kompendium wykonywania uzupełnień protetycznych. Med. Tour Press Int., Warszawa 2014.
4. Gajdus P., Niedźwiecki T., Hędzulek W.: Zastosowanie wybranych cyfrowych technologii w wytwarzaniu metalowych struktur protez stałych. *Protet. Stomatol.*, 2014, LXIV, 1, 5-10.
5. Borsuk-Nastaj B., Młynarski M.: Zastosowanie technologii selektywnego topienia laserem (SLM) w wykonawstwie stałych uzupełnień

- protetycznych. *Protet. Stomatol.*, 2012, 3, 203-210.
6. *Noort R.*: The future of dental devices is digital. *Dent. Mater.*, 2012, 28, 3-12.
 7. *Kruth J.P., Mercelis P., Froyen L., Rombouts M.*: Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping J.*, 2005, 11, 1, 26-36.
 8. *Klimek M.*: Zastosowanie technologii SLS w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych. *Twój Przeg. Stom.*, 2012, 12, 47-55.
 9. http://dmlstechnology.com/images/pdf/EOSINT_M_270.pdf
 10. *Senthilkumaran K., Pandey P.M., Rao P.V.M.*: Influence of building strategies on the accuracy of parts in selective laser sintering. *Materials and Design* 2009, 30, 8, 2946-2954.
 11. *Gibson I., Shi D.*: Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process. *Rapid Prototyping J.* 1997, 3, 4, 129-136.
 12. *Abe F., Osakada M., Shiomi K., Uematsu K., Matsumoto M.*: The manufacturing of hard tools from metallic powders by selective laser melting. *J. Mat. Process Tech.*, 2001, 111, 210-213.
 13. *Kurth J.P., Vandenbroucke B., Van Vaerenbergh J.*: Digital manufacturing of bio-compatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/SLM. in: Bartolo PJS: *Virtual Modelling and Rapid Manufacturing* eds. Taylor&Francis Group. London 2005, 139-146.
 14. <http://ip-saas-eos-cms.s3.amazonaws.com/public/508ff2c0a6165bd3/83ee9a41f24e-8a5ffb630dd3e9386f55/dentalbroschuere.pdf>
- Zaakceptowano do druku: 2.04.2015 r.
Adres autorów: 15-276 Białystok, ul. M. Skłodowskiej-Curie 24A.
© Zarząd Główny PTS 2015.