

Zastosowanie technologii selektywnego topienia laserem (SLM) w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych

Selective laser melting (SLM) technique in fixed prosthetic restorations

Beata Borsuk-Nastaj¹, Maciej Młynarski²

¹Z Katedry Protetyki Stomatologicznej IS Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego
Kierownik: prof. dr hab. E. Mierzwińska-Nastalska

²Z Laboratorium Dentystycznego Ulmax Dental
Kierownik: lic. tech. dent. M. Młynarski

HASŁA INDEKSOWE:

selektywne topienie laserowe, szybkie prototypowanie

KEY WORDS:

selective laser melting, rapid prototyping

Streszczenie

Technologia selektywnego topienia laserowego (SLM – Selective Laser Melting), zastosowana w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych pozwala na wykonanie skomplikowanej podbudowy koron i mostów opartych na własnych zębach pacjenta lub wszczepach śródkostnych. Jest to proces polegający na miejscowym spiekaniu bądź nadtopianiu sproszkowanego materiału przy pomocy skupionej i sterowanej komputerowo wiązki laserowej, przeprowadzany przy użyciu promieniowania laserowego z zakresu podczerwieni, którego źródłem jest laser CO₂ lub Nd:YAG. Otrzymana superstruktura posiada bardzo dużą dokładność i wysokie parametry wytrzymałości mechanicznej. Oksydacja, przeprowadzona zaraz po wykonaniu podbudowy zapewnia, że jest ona pasywna i wykazuje zdecydowanie większą odporność na korozję.

W pracy przedstawiono na przykładzie leczonego pacjenta procedury kliniczne i laboratoryjne w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych z zastosowaniem technologii SLM – selektywnego topienia laserowego i frezowania.

Summary

Selective laser melting (SLM) technique in fixed prosthetic restorations allows for manufacturing complicated superstructure crowns and bridges based on the patient's natural teeth or implants.

This process involves local sintering or melting powdered material with the aid of focused and computer-controlled laser beam, performed with use of infrared laser beam. The obtained substructure shows a very high precision and high parameters of mechanical resistance. Oxidation carried out immediately after the foundation ensures its passiveness and much greater resistance to corrosion.

The paper presents a case report on clinical and laboratory procedures involved in the manufacture of fixed restorations using SLM technique.

Technologie warstwowej produkcji, zwane także technikami szybkiego wytwarzania prototypów (Rapid Prototyping) znane są od około 30 lat (1). Początkowo znalazły one zastosowanie w przemyśle lotniczym i motoryzacyjnym, gdzie pojawiło się zapotrzebowanie na skomplikowane i bardzo precyzyjne pod względem budowy wewnętrznej elementy metalowe. Technologia warstwowej produkcji metalu przy użyciu lasera została wynaleziona przez *Ciraud* w 1971 roku (2). Technologia ta była oparta na bezpośrednim wytwarzaniu, warstwa po warstwie trójwymiarowych struktur, wcześniej zaprojektowanych komputerowo (CAD), które można poddawać badaniom i modyfikacjom w przebiegu inżynierskich prac projektowych.

Obecnie wśród technologii warstwowej produkcji wyróżniamy między innymi: trójwymiarowe drukowanie, produkcję form płytowych, odlewanie wymodelowanych struktur, selektywną syntezyzację laserową (SLS) i selektywne topienie laserowe (SLM) (3, 4, 5). Koncepcja systemów laserowego spiekania (SLS) i topienia (SLM) została opisana i opatentowana w 1977 przez *Housholdera* (6). Nie była ona jednak przygotowana na zastosowanie komercyjne, ze względu na brak systemów komputerowych i wysoką cenę laserów. Od 1986 roku *Deckard* na Uniwersytecie w Teksasie w Austin prowadził badania nad urządzeniami wykorzystującymi technologie warstwowej produkcji. W 2001 roku zaowocowały one pojawieniem się pierwszego urządzenia, wykorzystującego skanery trójwymiarowe, a sam proces powstawania produktu nazwano syntezyzacją laserową (SLS) (7). Jako jedna z pierwszych wykorzystowała go amerykańska firma Texas Instruments specjalizująca się w bardzo złożonych układach optycznych umożliwiających precyzyjne sterowanie promieniami lasera. Zastosowane w niej zostały specjalne panele, składające się z mikroskopijnych soczewek, które prowadzą wiązkę światła po materiale roboczym z dużą dokładnością powodując wybiórcze utwardzanie lub nadtapianie wybranych partii. Największą zaletą tej technologii była możliwość uzyskiwania jednolitych modeli o złożonej strukturze wewnętrznej, których zasada budowania polegała na nakładaniu na siebie warstw materiału odzwierciedlających przekroje poprzeczne (8, 9).

Na początku technologia warstwowego wytwarzania była wykorzystywana w produkcji prototypów narzędzi, wykonanych z polimerów w celu ich sprawdzenia (5). Zdolność do produkowania fizycznych modeli obiektów w krótkim czasie, bezpośrednio po ich komputerowym zaprojektowaniu, pozwoliła na skrócenie ewolucji etapów produkcji i została dobrze oceniona na rynku wśród nowoczesnych technologii (10). Komponenty produkowane w technologii warstwowego wytwarzania nie są obecnie wykorzystywane jedynie w celu wizualizacji obróbki metalu lub do przeprowadzania testów. Znajdują zastosowanie, również jako rzeczywisty etap produkcji elementów metalowych lub ceramicznych (10, 11). Najczęściej stosowane systemy budujące trójwymiarowe modele, w oparciu o metale lub stopy metali, pracują w dwóch technologiach: laserowej syntezyzacji (SLS) oraz laserowego topienia (SLM).

W metodzie laserowej syntezyzacji (SLS) gotowe modele powstają w wyniku nakładania się na siebie warstw sproszkowanego materiału, które następnie są łączone poprzez powierzchniowe nadtopienie drobin nowego proszku metalowego z już istniejącą strukturą. W efekcie uzyskuje się bardzo dokładny metalowy obiekt o przeciętnych właściwościach mechanicznych, niejednorodnej strukturze wewnętrznej, z możliwością jego testowania w warunkach symulowanej pracy fizycznej. Niestety nie jest możliwa jego dalsza obróbka np. cieplna (12, 13). W metodzie selektywnego topienia (SLM) zastosowana moc lasera powoduje całkowite stopienie drobin proszku metalowego kolejnych warstw modelu (14). Uzyskany w ten sposób obiekt posiada wszystkie właściwości mechaniczne danego stopu oraz jednorodną budowę wewnętrzną, pozbawioną jam skurczowych lub domieszek produktów spalania, typowych dla klasycznego procesu odlewania. Zaletą tej technologii jest możliwa dalsza obróbka wykonanej struktury metalowej i możliwość jej łączenia z innymi materiałami, np. z ceramiką (15, 16).

W stomatologii technologia SLM znalazła zastosowanie, między innymi w wykonawstwie wszczepów śródkostnych, łączników implantologicznych, szablonów chirurgicznych (17, 18, 19). Szczególnie polecana jest w protetyce stomatologicznej ze względu na możliwość uzyskania złożonej

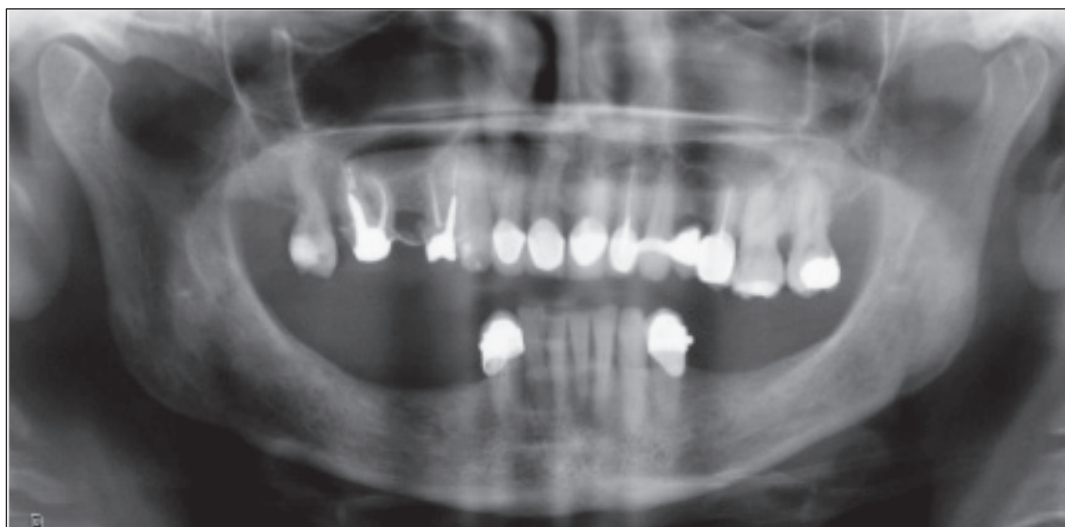
geometrii, małą objętość i dużą indywidualizację wykonywanych uzupełnień protetycznych (15, 16). Obecnie istnieje możliwość wykonania niemal wszystkich typów uzupełnień ze stopów metali, mających zastosowanie w protetyce stomatologicznej, począwszy od koron, mostów, zarówno metalowych jak i samych konstrukcji przeznaczonych do licowania ceramikami dentystycznymi, części pierwotnych koron teleskopowych, części metalowych protez szkieletowych, płyt metalowych protez osiadających, po precyzyjne elementy konstrukcyjne, takie jak zasuwy i rygle. Ważną informacją jest to, że materiały stosowane do topienia laserowego posiadają pełną certyfikację medyczną (20).

W pracy przedstawiono sposób postępowania klinicznego i laboratoryjnego podczas leczenia protetycznego pacjenta z brakami zębowymi klasy III wg Galasińskiej-Landsbergerowej, z zastosowaniem stałych uzupełnień protetycznych

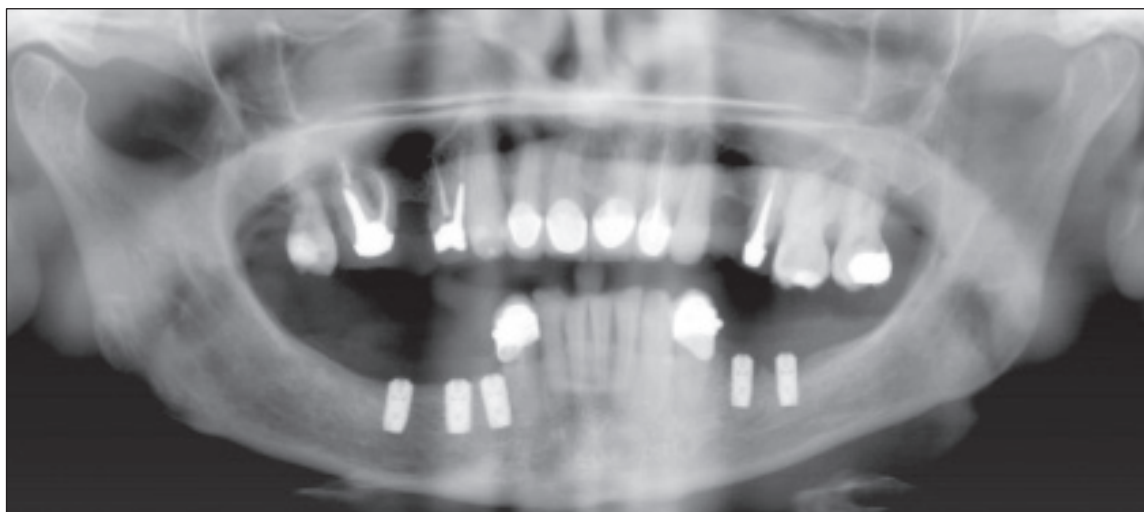
wykonanych w technologii SLM, czyli selektywnego topienia laserowego. U pacjentki w wieku 55 lat, ze stwierdzonymi brakami skrzydłowymi w żuchwie (ryc. 1, 2) zaplanowano odbudowę dolnego łuku zębowego protezami stałymi, w postaci koron i mostu, osadzonych na zębach własnych oraz wszczepach śródkostnych. W łuku górnym pacjentka użytkowała stałe uzupełnienia protetyczne w postaci ceramicznych koron pojedynczych osadzonych na zębach 13, 12, 11, 21, 22 oraz ceramicznych mostów osadzonych na zębach 16 – 14 i 23 – 25, wykonanych na podbudowie z tlenku cyrkonu. Przed przystąpieniem do leczenia protetycznego wykonano skaling, piaskowanie oraz leczenie stomatologiczne własnych zębów pacjenta według wskazań. Leczeniu endodontycznemu poddano zęby 35 i 43. Zęby te opracowano pod wkłady koronowo – korzeniowe i pobrano wyciski masami poliwinylsiloksanowymi na łyżkach standardowych.



Ryc. 1. Zdjęcie wewnątrzustne. Stan przed rozpoczęciem leczenia.



Ryc. 2. Zdjęcie pantomograficzne. Stan przed rozpoczęciem leczenia.



Ryc. 3. Zdjęcie pantomograficzne. Stan po wprowadzeniu implantów.

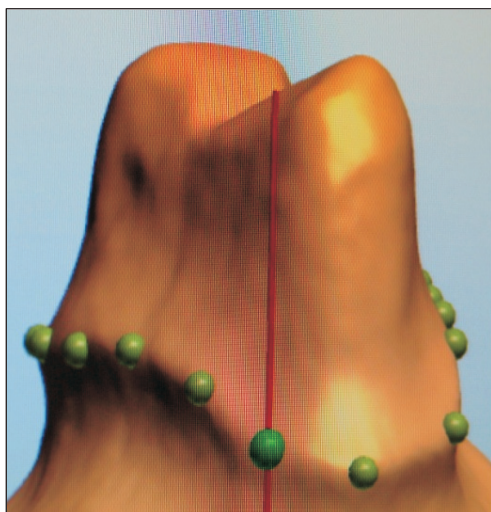
Dokładność wykonawstwa laboratoryjnego wkładów koronowo-korzeniowych sprawdzono na modelach i w jamie ustnej, a następnie osadzono je na cement glassjonomerowy. Zaopatrzone we wkłady koronowo-korzeniowe zęby opracowano i pobrano wyciski w celu laboratoryjnego wykonania koron tymczasowych. Występujące u pacjentki braki skrzydłowe postanowiono uzupełnić protezami stałymi opartymi na wszczepach śródkostnych (3i o średnicy 4 mm i długości 8 mm), wprowadzonych w pozycjach zębów 36, 37, i 44, 45, 46 (ryc. 3). Po upływie trzech miesięcy od zabiegu implantacji odsłonięto wszczepy śródkostne i przykręcono łączniki gojące. Po wygojeniu tkanek dziąsła brzeżnego przystąpiono do leczenia protetycznego. Wyciski pobrano z poziomych implantów na łyżkach indywidualnych masą polieterową, metodą otwartą. W laboratorium odlano modele gipsowe wraz z osadzonymi analogami implantów i przystąpiono do modelowania przyszłej struktury podbudowy z materiału złożonego, która wraz z modelem gipsowym została przesłana do centrum frezowania Biomain w Szwecji (ryc. 4). Skany optyczne modeli gipsowych przyszłych koron odbudowujących zęby 34, 43 zostały przesłane drogą elektroniczną (ryc. 5). Po sprawdzeniu czytelności i dokładności przesłanych informacji, dane zostały przekazane do urządzenia, w którym został wykonany proces laserowego topienia (ryc. 6).

Urządzenie, w którym przeprowadzono proces laserowego topienia składało się z zabudowanego

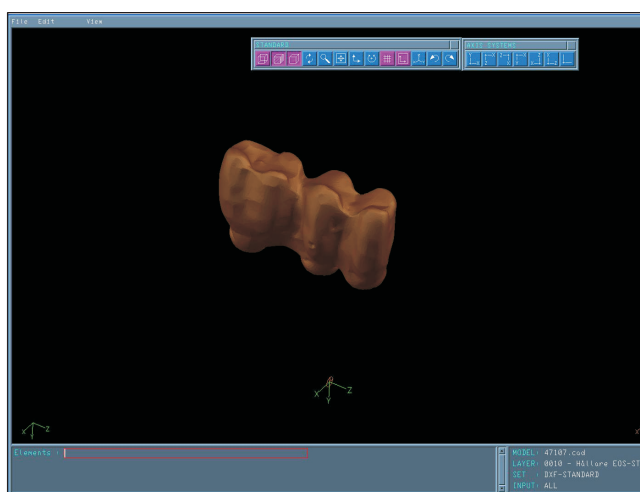
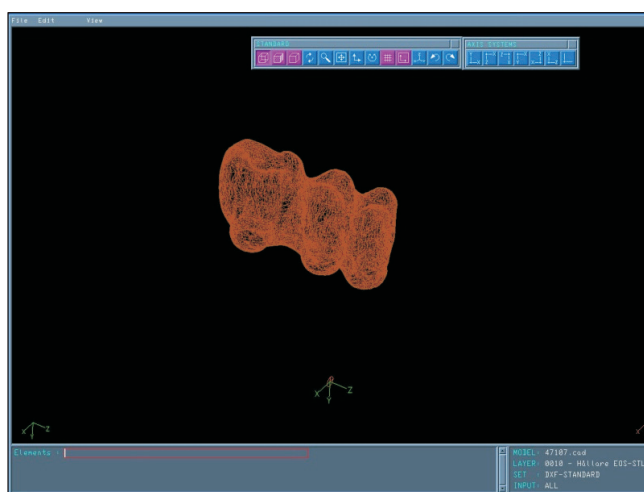
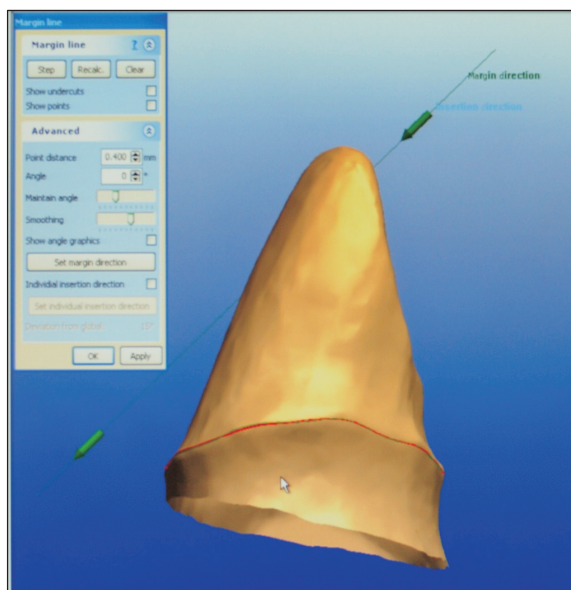


Ryc. 4. Widok przyszłej podbudowy metalowej koron zblokowanych przykręcanych, opartych na wszczepach śródkostnych wprowadzonych w pozycje zębów– 44, 45, 46 oraz podbudowa mostu jednostrzeżnego przykręcane, opartego na implantach wprowadzonych w pozycje zębów 35, 36, wymodelowanej z materiału złożonego.

lasera światłowodowego o dużej mocy w przedziale 100 – 400 W. Jego zaletą były bardzo dobre parametry skupienia wiązki promieni lasera, które zapewniły całkowite stopienie drobin metalowego proszku. Promień pojedynczego impulsu lasera o grubości 30-50 mikronów, był kierowany na obszar roboczy w zależności od zastosowanej przez konstruktora metody albo pojedynczej sterowanej soczewki albo za pomocą specjalnych paneli z ruchomymi przesłonami. Następnie promień trafiał na ruchomą, metalową płytę roboczą, na której specjalny dozownik rozsypywał równą warstwę



Ryc. 5. Obraz komputerowy skanów przyszłej podbudowy protetycznej korony.



Ryc. 6. Obraz komputerowy skanów w centrum frezowania Biomain.

materiału w postaci proszku. Poszczególne stopione drobiny materiału, zostały kolejno przytwierdzone do metalowej płyty urządzenia. Po stopieniu jednego z poprzecznych przekrojów modelu, płyta robocza zostawała obniżona o grubość kolejnej warstwy (od 20 do 200 mikronów) a dozownik rozsywał kolejną partię materiału. W ten sposób, obniżając płytę, warstwa po warstwie, promień lasera stapiał wybiórczo kształt kolejnych przekrojów wykonywanego obiektu i łączył je ze sobą. Cały proces topienia laserem odbywał się w komorze z gazem obojętnym, najczęściej argonem lub azotem, dzięki temu powstała część metalowa uzupełnienia protetycznego była jednorodna, pozbawiona jam skurczowych i domieszek produktów spalania. Po

całkowitym stopieniu ostatniej warstwy, powstał trójwymiarowy model części metalowej uzupełnienia protetycznego a niestopiony materiał, został przeznaczony do ponownego wykorzystania. Powstała struktura metalowa została wykonana ze stopu Co – Cr specjalnie opracowanego przez firmę Biomain na potrzeby odbudowy protetycznej. Skład stopu to w maksymalnie 70% kobalt, 30% chrom, 10% molibden i 10% wolfram. Stop zawiera także śladowe ilości krzemu, żelaza i manganu. Kompozycja pierwiastków chemicznych jest zgodna z typem 4 Co–Cr zgodnie z normą EN ISO 22674:2006 standard. Wykonany obiekt w sposób mechaniczny został następnie oddzielony od wsporników roboczych i przekazany do końcowej



Ryc. 7. Kontrola podbudowy metalowej koron zblokowanych przykręcanych, opartych na wszczepach śródkostnych wprowadzonych w pozycji zębów– 44, 45, 46 oraz podbudowa mostu jednostrzęznego przykręcanego, opartego na implantach wprowadzonych w pozycje zębów 35, 36 na modelu gipsowym.



Ryc. 8. Zdjęcie zewnątrzustne. Stan po zakończeniu leczenia. Widok uzupełnień protetycznych od strony powierzchni okluzyjnych.

Ryc. 9. Zdjęcie wewnątrzustne. Stan po zakończeniu leczenia.

obróbki. Polegała ona na poddaniu części metalowej uzupełnienia, procesowi rozprężania naprężeń drobiny proszku, nagromadzonych podczas stapienia, poprzez kontrolowany proces wygrzewania termicznego. Proces ten wyeliminował zniekształcenia, które mogły mieć wpływ na szczelność brzeżną oraz zapobiegł powstawaniu kolejnych deformacji, podczas dodatkowych procesów obróbki termicznej (np. podczas napalania warstw ceramiki dentystrycznej).

Wykonane w centrum frezowania Biomain w Szwecji części metalowe przyszłych koron i mostu zostały następnie przesłane do laboratorium dentystrycznego Ulmax w Warszawie celu napalenia ceramiki. Były to podbudowy koron złożonych opartych na zębach własnych pacjentki – 34 i 43,

podbudowy koron zblokowanych przykręcanych, opartych na wszczepach śródkostnych wprowadzonych w pozycji zębów– 44, 45, 46 oraz podbudowa mostu jednostrzęznego przykręcanego, opartego na implantach wprowadzonych w pozycje zębów 35, 36. Kontrolę podbudowy metalowej wykonanych uzupełnień przeprowadzono na modelu gipsowym i w jamie ustnej pacjenta a następnie przekazano do napalania ceramiki w laboratorium dentystrycznym (ryc. 7). Do licowania zastosowano drobnocząsteczkową ceramikę Vita VM 13 (2005) o liniowym współczynniku rozszerzalności cieplnej ceramiki mierzonym w temperaturze 25–500°C wynoszącym $13,1-13,6 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$ dla stopów o współczynniku rozszerzalności cieplnej od około $13,8-15,2 \cdot 10^{-6} \cdot K^{-1}$. Po napaleniu ceramiki

w laboratorium dentystycznym uzupełnienia protetyczne osadzone w jamie ustnej pacjentki. Były to korony złożone licowane porcelaną na zębach – 34 i 43, korony zblokowane przykręcane oparte na wszczepach śródkostnych wprowadzonych w pozycji zębów – 44, 45, 46, licowane materiałem złożonym oraz most jednobrzeżny przykręcany, oparty na implantach wprowadzonych w pozycje zębów 35, 36, również licowany kompozytem (ryc. 8, 9).

Wszystkie uzupełnienia protetyczne były wykonane w technologii składającej się z selektywnego topienia laserowego i frezowania. Decyzja o wykorzystaniu do licowania materiału złożonego była podyktowana obecnością ceramicznych protez stałych licowanych porcelaną w przeciwstawnym łuku.

Pierwszą wizytę kontrolną wyznaczono po tygodniu od oddania uzupełnień protetycznych. Następne przeprowadzono po upływie trzech tygodni i trzech oraz sześciu miesięcy. Zakres badań obejmował ocenę kliniczną i radiologiczną wykonanych uzupełnień oraz stan tkanek okołowszczepowych. Klinicznie badano stan łączników oraz materiałów użytych do licowania uzupełnień stałych – porcelany i kompozytu. Pasywność przylegania nadbudowy protetycznej do platformy implantów w przypadku rozległych konstrukcji oceniano na podstawie zdjęć pantomograficznych wykonanych Cyfrowym Aparatem Gendex. Stopień zaniku tkanki kostnej wokół wszczepu był monitorowany za pomocą celowanych zdjęć radiologicznych, wykonanych punktowym aparatem RTG Gendex, metodą kąta prostego w systemie radiografii cyfrowej, z użyciem pozycjonera zapewniającego powtarzalność warunków ekspozycji.

Ocenie poddano również stan tkanek okołowszczepowych. Posłużono się wskaźnikiem dźwiękowym według Silnessa i Loe, który umożliwia wizualną ocenę stopnia zapalenia tkanek miękkich wokół implantów. Według przyjętej klasyfikacji stopień 0 – oznacza brak objawów zapalnych, stopień 1 – niewielkie zapalenie charakteryzujące się nieznaczną zmianą koloru i powierzchni. Stopień 2 – określa znacznego stopnia stan zapalny tkanek okołowszczepowych, a stopień 3 – ciężkie zapalenie (21). W badaniu najczęściej obserwowano stopień zerowy, świadczący o braku objawów zapalnych. W trakcie półrocznej obserwacji uzupełnień

protetycznych nie zaobserwowano uszkodzeń podbudowy ani materiału licującego.

Podsumowanie

Technologie warstwowej produkcji szybko ewoluują z technologii warstwowego prototypowania do technologii szybkiej produkcji, w wyniku której powstają skończone elementy przygotowane do zastosowania. Metody warstwowej produkcji bazujące na technikach laserowych, są dedykowane zwłaszcza do produkcji niewielkich gabarytowo, metalowych części. Charakteryzują się one wysoką gęstością i dobrymi właściwościami mechanicznymi, które mogą zostać wykorzystane w wykonawstwie stałych uzupełnień protetycznych. Uzyskane w technologii laserowego topienia metalu uzupełnienia protetyczne posiadają wszystkie właściwości mechaniczne danego stopu oraz jednorodną budowę wewnętrzną, pozbawioną jam skurczowych lub domieszek produktów spalania, typowych dla klasycznego procesu odlewania. Zaletą tej technologii jest także możliwość dalszej obróbki wykonanej struktury metalowej i możliwość jej łączenia z innymi materiałami np. z ceramiką dentystyczną.

Piśmiennictwo

1. Lu L., Fuh J., Wong Y.: *Laser Induced Materials and Processes for Rapid Prototyping*, Kluwer Publishers, Dordrecht, 2001.
2. Ciraud P.: *Verfahren and vorrichtung zur herstellung beliebiger gegenstande aus beliebigem schmelzbarem material*, German Patent Publication DE 2263777, 1971.
3. Bennett G.: *Developments in Rapid Prototyping and Tooling*, Institution of Mechanical Engineers, 1997.
4. Wohlers T.: *Wohlers Raport, Rapid Prototyping and Tooling*, State of the Industry, Wohlers Associates, 1998.
5. Costa Santos E., Shiomi M., Osakada K., Laoui T.: *Rapid manufacturing of metal components by laser forming*, Int.J. of Machine and Manufacture, 2006, 46, 1459-1468.
6. Housholder R.: *Molding process*, US Patent 4247508, 1979.
7. Deckard C.: *Methods and apparatus for produc-*

- ing parts by selective laser sintering, US Patent 4863538, 1986.
8. *Shellabear O.N.*: DMLS– development history and state of the art, in: Proceedings of the Fourth Laser Assisted Net Shape Engineering, Lane, 2004, vol.1, 393-404.
 9. *Lewis G. K.*: Direct laser metal depositions process fabricates near– net– shape components rapidly, *Materials Technology*, 1995, 10, 51-54.
 10. *Kruth J.P., Leu M.C., Nakagawa T.*: Progress in additive manufacturing and rapid prototyping, *Annals of the CIRP*, 1998, 2, 525-540.
 11. *Levy N. G., Schindel R., Kruth J.P.*: Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies, state of the art and future perspectives, *Annals of the CIRP*, 2003, 2, 52, 589-609.
 12. *Tolochko N., Mozzharov S., Laoui T., Froyen L.*: Selective laser sintering of single– and two– component metal powders, *Rapid Prototyping Journal*, 2003, 9, 2, 68-78.
 13. *Lewis G. K., Schlienger K.*: Practical consideration and capabilities for laser assisted direct metal deposition, *Material and Design*, 2000, 21, 417-423.
 14. *Abe F., Osakada K., Shiomi M., Uemaksu K., Matsumoto M.*: The manufacturing of hard tools from metallic powders by selective laser melting, *Journal of Material Processing Technology*, 2001, 111, 210-113.
 15. *Kruth J.P., Vanderbroucke B., Van Vaerenbergh J., Naert I.*: Digital Manufacturing of biocompatible metal frameworks for complex dental prostheses by means of SLS/ SLM, *Proc. of second Int. Conf. on Advanced Research in Virtual and rapid Prototyping*, Leira, 2005, 9, 139-145.
 16. *Zaeh M. F., Branner G.*: Investigations on residual and deformations in selective laser melting, *Prod. Eng. Res. Devel.*, 2010, 4, 35-45.
 17. *Jemt J., Lekholm U.*: Measurements of Bone and Framework Deformations Induced by Misfit of Implant Superstructures, a Pilot Study, *Clin. Oral Impl. Res.*, 1998, 9, 272-280.
 18. *Bandyopadhyay A., Espana F., Balla V., Bose S., Ohgami Y.*: Influence of porosity on mechanical properties and in vivo response of Ti6AL4V implants, *Acta Biomaterialia*, 2010, 6, 1640-1648.
 19. *Jia Ping L., Pamela H., Mirella D., Clayton E.W., Joost R.W., Clements A.B.* et al.: Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition., *Biomaterials*, 2007, 28, 2810-2820.
 20. *Ortrop A., Jemt T.*: Clinical Experiences of CNC– milled Titanium Frameworks Supported by Implants in the Edentulous Jaw: a One Year Prospective Study., *Clin. Impl. Dent and Rel.Res.*, 2000, 2, 2-9.
 21. *Löe H., Silness J.*: Periodontal diseases in pregnancy. Prevalence and severity. *Acta Odontol. Scand.*, 1963, 21, 533-551.
- Zaakceptowano do druku: 22.V.2012 r.
Adres autorów: 02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 59.
© Zarząd Główny PTS 2012.