
Lasersintring av protetiska konstruktioner

ANDERS ÖRTORP

Bakgrund

Denna artikel gör först en kort tillbakablick på den fasta protetikens moderna historia och ger sig sedan i kast med olika aspekter av påbyggnadstekniker, främst DLMS-teknikens produktionsteknik och resultat.

Vid tillverkning av metallskelett för fast tand- eller implantatretinerad protetik finns det flera olika tekniker att välja på. Den traditionella är vaxgjutningstekniken, som till största delen är en manuell process. Denna teknik introducerades inom odontologin under tidigt 1900-tal, och då användes främst guldlegeringar till gjutningarna. Det dröjde nästan ytterligare 30 år innan man började gjuta kobolt-kromlegeringar (CoCr) och under 1970-talet kom sedan möjligheten att göra titangjutningar. Studier har rapporterat att titangjutning har varit behäftat med en del svårigheter (1). Det har också konstaterats att gjutning av guldlegeringar medför risk för misspassning på implantatet, ju mer material det är i götet, desto större är risken för distorsion. Vidare ökar risken för distorsion vid ökad kurvatur på skelettet (2). Men även vid gjutning av andra legeringar t.ex. silver-palladium har man noterat distorsion. Misspassningsrisk, manuella, tidskrävande processer och ett inte alltid förutsägbart, repeterbart resultat har gjort att man inom tandtekniken alltmer gått över till annan, nyare teknik för framställning av metallskelett till fast protetik (3–5).

Den moderna, digitala tekniken som framställer oralprotetiska konstruktioner med Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing (CAD/CAM) började tillämpas inom odontologin i liten skala i mitten av 1980-talet (5,6). Tekniken har dock använts under mycket längre tid inom annan produktionsindustri. Den slog igenom i större omfattning inom odontologin när Procera system introducerade sina dentalt stödda Procera-kronor i titan och Procera Implant Bridge (PIB), vilken är en implantatstött bro i fräst titan som lanserades i slutet av 1990-talet. Denna implantatbro framställs med Computer Numeric Controlled teknik (CNC) (5). Under tidigt 2000-tal ökade tekniken i omfattning och idag tillämpar de flesta större implantatföretag, liksom andra aktörer på marknaden, CAD/CAM för framställning av både dentala och implantatburna konstruktioner, tills nyligen vanligen framställda i en fräsmaskin. Det är troligt att CAD/CAM-metoder i en framtid kommer att konkurrera ut den äldre tandtekniken med vaxning och gjutning, eftersom det är en snabb, automatiserad process med minimalt med manuella felkällor som resulterar i en konstruktion med god passform och förutsägbart resultat. Dessutom är tekniken mindre kostsam för patienten, med mindre manuellt arbete och med andra materialval än det dyra guld.

Efter att modellen skannats skall inhämtad information bearbetas och konstruktionen designas. I designsteget, som benämns CAD, arbetar användaren, ofta en tandtekniker, med ett datorprogram där han/hon designar en virtuell krona eller brokonstruktion (6). En annan möjlighet, dock inte helt digital, som tillämpas är att tandteknikern först vaxar upp konstruktionen som sedan skannas in. Det viktiga är dock att man i CAD-steget får ett skelett med god passform, med rätt dimensioner avseende hållbarhet och tjocklek för det porslin eller annat fasadmaterial som skall appliceras.

Tillverkningen av den dentala konstruktionen sker i CAM-steget som till största delen utförs av datorstyrda, mekaniska industrifräsar. Konstruktionen fräses ur ett block av titan, eller andra material som CoCr eller Zirconia. En dramatisk ökning av antalet tillverkade CoCr-konstruktioner har skett under 2000-talet;

främst på grund av deras låga materialkostnad och en alternativ framställningsteknik (lasersintring). Nackdelen med fräsning av CoCr är att materialet, som är mycket hårt, sliter rejält på fräsarna och erfordrar tunga fräsmaskiner på grund av uttalade vibrationer under arbetet. Detta kan äventyra den framtida passformen på konstruktionen (3). Arbetsmiljöaspekten för dem som arbetar med CoCr och äldre tandtekniska processer har också framförts som en negativ faktor, vilket talar för annan teknik.

För att undvika de problem som finns med fräsning av CoCr-konstruktioner har man i industrin utvecklat en annan metod, främst för framställning av CoCr-konstruktioner, men även för andra material t.ex. titan och guld-platina. Metoden heter Selective Laser Sintering (SLS), och i sin metallvariant kallas den Direct Laser Metal Sintering (DLMS).

SLS, som också kallas Selective Laser Melting (SLM), utvecklades under sent 1970-tal och under 1980-talet. Det är en påläggningsteknik, som använder laser med hög energi (t.ex. koldioxidlaser, ytterbiumfiber-laser), för att sammankoppla små partiklar av t.ex. polymerer, keramik, glaspulver eller metall på en yta. I teorin kan vilken legering som helst användas när den är validerad och fullt utvecklad. Med denna teknik kan man framställa många delar på samma gång, vilket gör produktionen av olika delar snabb och effektiv. Tekniken har använts med bra resultat och acceptabel repeterbarhet vid framställning av polyamidmodeller till kranio-maxillära rekonstruktioner (7), samt vid reproduktion av mandibel-anatomi (8). Få studier har jämfört dessa tekniker med den äldre vax- och gjuttekniken eller med frästekniken (3). Men tekniken är lovande och kommer troligen att användas mer i kombination med polymerer inom odontologin och medicinen i framtiden.

Direct Laser Metal Sintering (DLMS)

Som redan nämnts är DLMS en teknik hemmahörig i SLS-kategorin. Nedan presenteras dess produktionsteknik, följt av resultatutvärdering.

Tabell 1. En pulverblandning för lasersintring kan ha följande sammansättning (enligt tillverkaren för EOS CobaltChrome SP2 och EOS Ti64; EOS GmbH)

Material	Co	Cr	Mo	W	Si	Fe	Mn	-
viktprocent								
CoCr	61,8-65,8	23,7-25,7	4,6-5,6	4,9-5,9	0,8-,2	≤ 0,5	≤ 0,1	-
viktprocent				ppm				
Material	Ti	Al	V	O	N	C	H	Fe
Titan; Ti6AlV4	Rest	5,5-6,75	3,5-4,5	< 2000	< 500	< 800	< 150	< 3000

Hur går det till?

Även i DLMS används CAD-teknik, det vill säga samma skanner och programvara kan användas som till den digitala frästekniken, men med anpassning av CAD-programvaran till lasersintringstekniken. Vid tandretinerad protetik anpassas cementspaltens storlek på samma sätt som vid frästeknik. Skillnaden ligger i CAM-steget

Tabell 2. Exempel på materialegenskaper hos pulver för lasersintring (enligt tillverkaren EOS CoCr SP2 som är certifierat; EOS GmbH)

Egenskap	CoCr	Enhet
Lasersintringsdensitet	Min. 8,5	g/cm ³
Vickershårdhet	Min. 320	HV 10
Draghållfasthet	Min. 800, 116	MPa, ksi
Sträckgräns (Rp 0,2 %)	Min. 600, 87	MPa, ksi
Förlängning vid brott	Min. 10	%
E-modul	Min.170	GPa
Lagertjocklek	20-60	μm

där man i DLMS lägger till, istället för att ta bort material. Istället för att fräsa ut den protetiska konstruktionen ur ett homogent metallblock av t.ex. CoCr eller titan, använder man metallpulver av CoCr eller titan (Tabell 1) som läggs på konstruktionen. CoCr är det mest använda pulvret och exempel på materialegenskaper för CoCr presenteras i Tabell 2. Metallpulvret har vanligen en kornstorlek på 20–60 μm , men det finns även pulver med grövre kornstorlek.

Pulvret lasersintras selektivt ihop i tunna lager utifrån en tredimensionell, digital beskrivning i en CAD-fil av den krona eller bro som skall tillverkas (Fig. 1). Pulverbädden består av ett lager (tjocklek ca 20–60 μm), och processen startar med att det första lagret sintras på en stålplattform i lasersintringsmaskinen (Fig. 2 och Fig. 3). Därefter läggs ett nytt lager ovanpå det första (Fig. 4), och denna procedur upprepas tills konstruktionen är färdig. Lasersintringsmaskinen förvärmer det finfördelade pulvret i pulverbädden till något under dess smältpunkt. Detta för att underlätta för laserstrålen att öka temperaturen i utvalda regioner till smältpunkten, minimera termisk förvrängning samt underlätta sammanfogningen med det tidigare, fasta lagret. Detta sker i en automatiserad process i lasersintringsmaskinen med skikttningsprogram i kväveatmosfär för CoCr och argonatmosfär för titan. Laserstrålen styrs exakt till olika koordinatpunkter av ett datorprogram som är anpassat till aktuell typ av protetiska konstruktioner. När sintringsprocessen, och värmebehandlingen (upp till 750°) är avklarad, lossas konstruktionerna mekaniskt, t.ex. med en trissa. De inspekteras och efterbearbetas med sandblästring och putsning (Fig. 5), vanligen sker också tvätt i ultraljudsbad. Implantatburna konstruktioner efterbearbetas ibland med fräsning av cylindern. Några tillverkare skannar av konstruktionen och jämför erhållen data med CAD-data, för att säkerställa att produkten är korrekt. Väljer man att ha hela processen digital, fram till leverans av skelettet till dentalt laboratorium, så kan man producera digitala, lasersintrade plastmodeller (“UV-aktiverbar polymer”) med SLS-tekniken kombinerad med Stereo Lithogra-

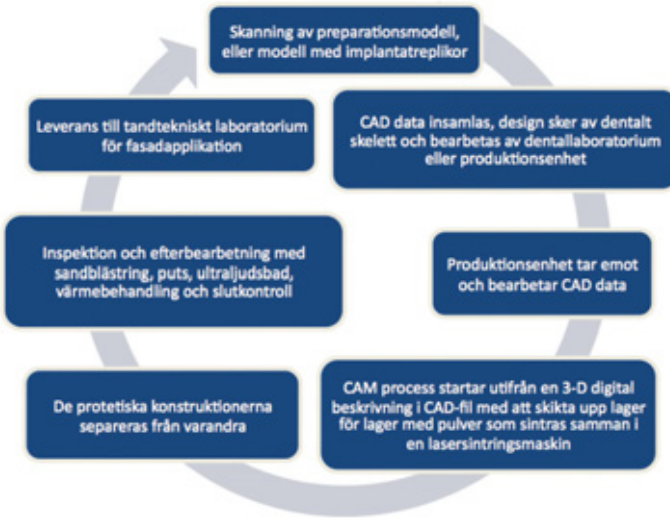


Fig. 1. Exempel på ett flödesschema för tillverkning av dentalt skelett enligt DLMS-metoden.



Fig. 2. I lasersintringsmaskinen sintras den protetiska konstruktionen enligt den digitala CAD-ritningen (foto: EOS GmbH).

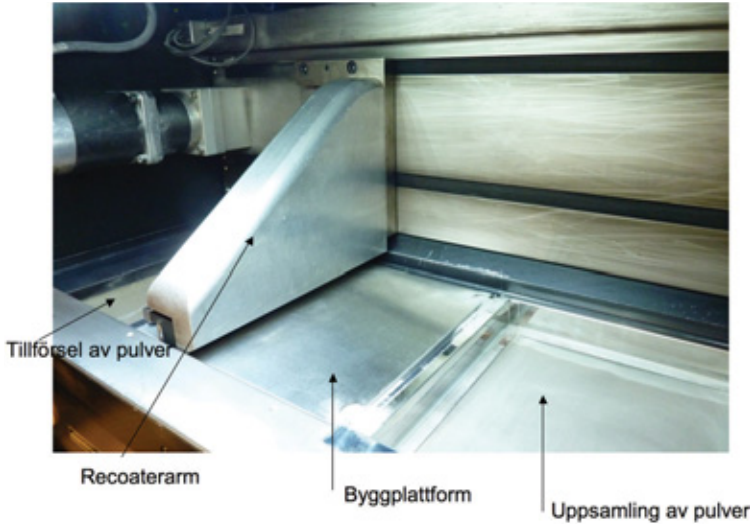


Fig. 3. Inne i lasersintringsmaskinen byggs den lasersintrade konstruktionen upp på en stålbyggplattform med metallpulver och lasersintring (foto: Kristofer Svensson, Biomain AB).

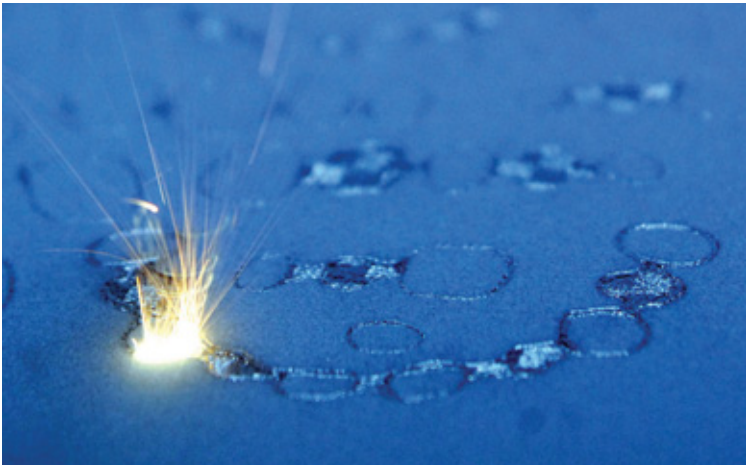


Fig. 4. Laserstrålen kommer ovanifrån och sintrar ihop lager på lager av CoCr-pulver (ca 20–60 μm) till dess den dentala konstruktionen erhållit sin slutliga, tredimensionella form (foto: EOS GmbH).

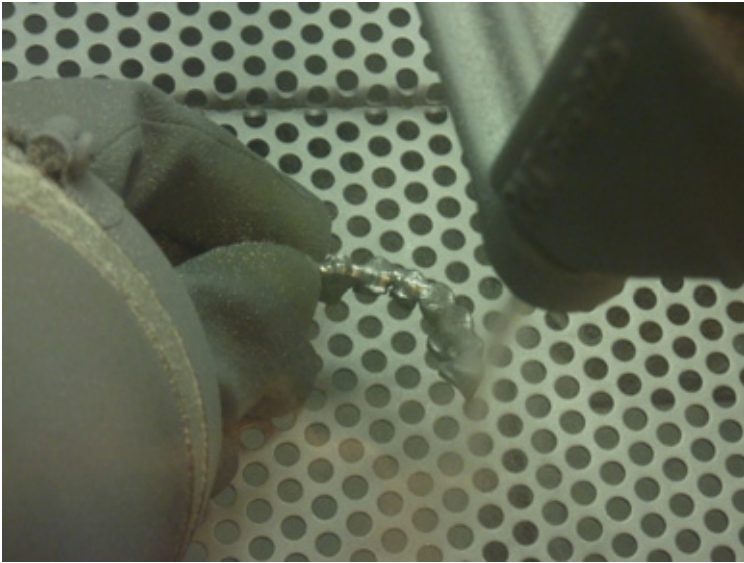


Fig. 5. Efterbearbetning med blästring av en lasersintrad CoCr-brokonstruktion (foto: Kristofer Svensson Biomain AB).

phic-teknik (STL) (9). Detta ger dentallaboratoriet en modell att arbeta med vid fasadapplikation och ocklusionskontroll; ett annat alternativ är att digitalt fräsa modeller i plast.

Den fysikaliska processen vid lasersintring kan vara full smältning, partiell smältning eller flytande fassintring (10). Flera broar och kronor kan lasersintras samtidigt och upp till 90 led har angivits som möjligt att producera (11). Dock hävdar en del fabrikanter att hundratals led kan produceras på samma gång, och att det tar några timmar. Det tar, enligt fabrikanterna, ungefär tre minuter att bygga upp en krona. Detta ger naturligtvis en tidsbesparing och därmed en låg framställningskostnad och maskinerna kan gå dygnet runt. En tillverkare har angivit att de producerar cirka 80 000 led per år med en maskin. Några tillverkare har en begränsning i antalet broled till 6 enheter, medan andra inte har någon sådan gräns. Varje maskin används enbart för CoCr eller

titan för att undvika kontaminering av maskinen av annat material (tidskrävande rengöring). Flera aktörer inom lasersintrings-tekniken finns nu på marknaden. Vanligtvis är det ett och samma företag som säljer både lasersintringsmaskiner och pulver till de underleverantörer som producerar skeletten till de tandtekniska laboratorierna.

Hur blir resultatet?

En nyligen publicerad studie redovisar skillnader i passform på treleedsbroar framställda i CoCr med olika framställningstekniker. Bäst passform uppvisade DLMS-broarna och sämst passform återfanns hos de frästa broarna. Som medelvärde för samtliga mätpunkter uppvisade DLMS-tekniken en cementspalt på $84 \mu\text{m}$ (3). En annan studie har redovisat värden för den marginala diskrepansen på $74\text{--}99 \mu\text{m}$ för två olika legeringar (CoCr och Au) (4). En studie har undersökt om passformen påverkas av porslinspåbränning av kronor framställda med lasersintringstekniken och två olika legeringar (CoCr och Au). Resultaten visade att bränningen påverkade den marginala passformen negativt, men vid ocklusalytan positivt (4). Det finns ännu inga rapporter om huruvida passformen hos lasersintrade konstruktioner till implantat påverkas av porslinspåbränning eller vid annan manipulation av metallskeletten.

I en laboratoriestudie jämfördes gjutna NiCr- och CoCr-legeringar med lasersintrade CoCr-legeringar samt deras respektive bindningsstyrka till dentalt porslin. Resultaten visade inte några skillnader mellan gjutna och lasersintrade konstruktioner, och författarna konkluderade, att lasersintring är en lovande teknik (11). En nyligen publicerad studie visar att det inte noterats några porslinsfrakturer på 60 singelkronor utförda i CoCr eller guld-platina med en uppföljningstid på 47 månader (min. 19 och max. 62 månader) (12). Rekommendationer kring porslinshanteringen finns än så länge endast från fabrikanten och de baseras på företagens egna tester.

Fördelar med DLMS:

- God kontroll av skelettdesign avseende marginal passform, cementspalt, tjocklek och design av hängande led
- CAM-framställningen är i princip oberoende av skelettets geometri
- Digital hantering ger snabb produktion
- Möjlighet att framställa flera protetiska komponenter samtidigt
- Skelett kan delas digitalt och hållfasthet beräknas innan tillverkning
- Risken för defekter eller porositeter är liten
- Mindre risk för distorsion än vid nedkylning i gjutteknik
- Förutsägbart resultat
- Arbetsmiljövänlig metod

Nackdelar/begränsningar med DLMS:

- Hög investeringskostnad i maskiner och centrerad produktion
- Förutsätter produktion av många led per dag för lönsamhet
- Tekniken är till största delen inte vetenskapligt utvärderad
- Efterputsning krävs för att få blanka ytor
- Viss felkälla i Z-axeln
- Risk för suboptimal sammansmältning mellan lagren
- Risk för stress och sprickor i materialet vid för snabb kylning

DLMS och dentala implantat

Direct Metal Laser Sintering används för framställning av både dentala, protetiska konstruktioner och orala implantat. På några timmar framställs implantaten med titanpulver av främst Ti-6Al-4V och lasersintringsteknik. Tekniken är inte vanlig, men några

få studiers slutsatser visar att den kan fungera (13,14). I en studie med ett mindre antal implantat framställda med DLMS-teknik, som sattes in i mandibeln, dras slutsatsen att DLMS-ytan har en tät kontakt med mänskligt ben efter 8 veckors inläkning (ben-till-implantat-kontakt medelvärde: $60,5 \pm 11,6$ %) (15).

DLMS och medicinska konstruktioner

Inom medicinen används tekniken i situationer där komponenterna måste ha högt korrosionsmotstånd och vara möjliga att sterilisera. Tillämpningar återfinns bland kirurgiska guider och instrument samt prototyper eller individframställda biomedicinska implantat för t.ex. ryggrad, tår, knän, höftben, och vid rekonstruktion av skallben. De material som främst används är CoCr och titanlegeringar. Tillverkningen av individframställda medicintekniska produkter förväntas öka allteftersom medicinska framsteg görs och ger fler behandlingsmöjligheter. De få kliniska rapporter som är publicerade är mest fallbeskrivningar.

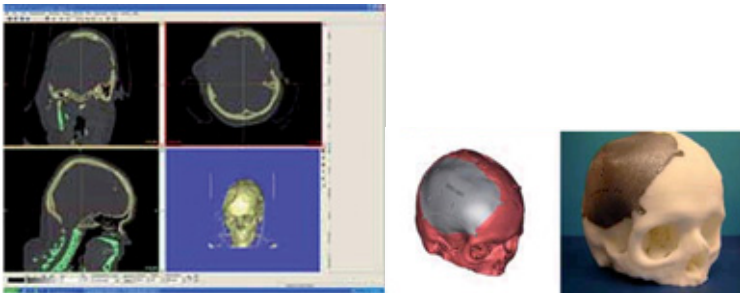


Fig. 6. En individframställd biomedicinsk produkt, del av skalle. Framställd med EBM-teknik efter datortomografi (CT). CT-data används för att skapa en exakt CAD-modell av önskat implantat. Denna CAD-modell används av EBM-maskinen för att bygga konstruktionen (foto: Hemsida, Arcam AB).

Annan additiv teknik

Den additiva tekniken utvecklas snabbt och förutom SLS/DLMS finns även andra påbyggnadstekniker. Tekniken Electron Beam Melting (EBM, elektronstrålesmältning) bygger på kunskande inom elektronstråleteknik och metallurgi. Den konstruktion som skall tillverkas ritas upp i en digital ritning, CAD-ritning, som överförs till EBM-maskinen. Arbetskammaren laddas med metallpulver och kammaren vakuumsätts. Systemets datorstyrda elektronstråle smälter metallpulvret, och konstruktionen byggs successivt upp efter ritningen genom att ett tunt lager pulver smälts och adderas till konstruktionen. Processen upprepas gång på gång tills hela konstruktionen är färdig. Tekniken skiljer sig från DLMS genom att man använder en elektronstråle av hög energi istället för laser, samt att man arbetar i vakuum. Denna teknik är vanligt förekommande inom medicinsk implantattillverkning t.ex. inom ortopedin (höftleder, skalle, Fig. 6). Tekniken används också till kron- och broframställning med titanpulver, men endast i liten skala. En del studier har presenterats om EBM och implantat (16). Annan additiv teknik som har diskuterats, men i ännu mindre omfattning kallas för printingteknik. Den har nyligen beskrivits i litteraturen för framställning av Alumina eller Zirconia brokonstruktioner med hjälp av så kallad "robocasting" (17).

Sammanfattning

Att implementera ny teknik är komplicerat, tidskrävande, kostsamt och kräver erfarenhet och forskning för att säkerställa hög standard i behandlingssituationen. Den digitala framställningen av protetiska konstruktioner blir än mer intressant när hela den dentala kedjan blir digital, och även de intraorala avtrycken kan ske digitalt med hjälp av t.ex. en skanner (5,6,9). Teknikutvecklingen inom detta område är mycket snabb och på den nordiska

marknaden finns idag flera skanners för intraorala avtryck (9). Den snabba teknikutvecklingen inom odontologin och tandtekniken kommer att göra framställningsmetoderna mer kostnads-effektiva och flexibla samt höja konstruktionernas kvalitet. Den additiva tekniken inom odontologin har utvecklats i ett försök att eliminera nackdelarna med både den äldre vaxtekniken, liksom de lite nyare CoCr och frästekniken. Genom ny teknik får man förhoppningsvis ett förutsägbart resultat med få eller smärre efterbearbetningar, och ett skelett där möjlighet ges att digitalt designa formen på metalleden. DLMS-tekniken är lovande för tillämpning inom oral protetik, och de begränsade antal studier som publicerats är positiva till tekniken (3,4,11). Fler studier fordras dock inom områden där oklarheter finns. Viktiga studier som bör genomföras är kliniska långtidsuppföljningar av DLMS-framställda kronor och broar liksom både *in vitro*- och *in vivo*-studier avseende bindningen av porslin till dessa produkter. Passformsstudier och materialegenskapsstudier bör också genomföras.

Ordlista på förkortningar

CAD/CAM = Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing

CNC = Computer Numeric Controlled

DLMS = Direct Laser Metal Sintering

EBM = Electron Beam Melting; elektronstrålesmältning

PIB = Procera Implant Bridge

SLM = Selective Laser Melting

SLS = Selective Laser Sintering

STL = Stereo Lithographic File

LITTERATUR

1. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; 43:245-53.
2. Jemt T. Three-dimensional distortion of gold-alloy castings and welded titanium frameworks. Measurements of the precision of fit between completed implant prostheses and the master casts in routine edentulous situations. *J Oral Rehabil.* 1995; 22:557-64.
3. Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: A comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011;27: 356-63.
4. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater.* 2008; 24:1311-5.
5. Örtorp A. On titanium frameworks and alternative impression techniques in implant dentistry. Dissertation. Göteborg: Göteborg University; 2005.
6. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008; 204:505-11.
7. Silva DN, Gerhardt de Oliveira M, Meurer E, Meurer MI, Lopes da Silva JV, Santa-Bárbara A. Dimensional error in selective laser sintering and 3D-printing of models for craniomaxillary anatomy reconstruction. *J Craniomaxillofac Surg.* 2008; 36:443-9.
8. Ibrahim D, Broilo TL, Heitz C, de Oliveira MG, de Oliveira HW, Nobre SM, m.fl. Dimensional error of selective laser sintering, three-dimensional printing and PolyJet models in the reproduction of mandibular anatomy. *J Craniomaxillofac Surg.* 2009; 37:167-73.
9. Lassef T, Karlsson S. Optiske intraorale avtryck. I: Holmstrup P, red. *Aktuel Nordisk Odontologi 2010.* Köpenhamn: Munksgaard Danmark; 2010.
10. Wang XC, Laoui T, Bonse J, Kruth JP, Lauwers B, Froyen L. Direct selective laser sintering of hard metal powders: experimental study and simulation. *Int J Adv Manuf Technol.* 2002; 19:351-7.

11. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dent Mater.* 2008; 24:1400-4.
12. Tara MA, Eschbach S, Bohlens F, Kern M. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont.* 2011; 24:46-8.
13. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an iso-elastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater.* 2008; 24:1525-33.
14. Mangano C, Piattelli A, d'Avila S, Iezzi G, Mangano F, Onuma T, m.fl. Early human bone response to laser metal sintering surface topography: a histologic report. *J Oral Implantol.* 2010; 36:91-6.
15. Mangano C, Piattelli A, Raspanti M, Mangano F, Cassoni A, Iezzi G, m.fl. Scanning electron microscopy (SEM) and X-ray dispersive spectrometry evaluation of direct laser metal sintering surface and human bone interface: a case series. *Lasers Med Sci.* 2011; 26:133-8.
16. Thomsen P, Malmström J, Emanuelsson L, René M, Snis A. Electron beam-melted, free-form-fabricated titanium alloy implants: Material surface characterization and early bone response in rabbits. *J Biomed Mater Res, B Appl Biomater.* 2009; 90:35-44.
17. Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM Process for Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2011; 20: 93-6.

