

## ABSTRACT

3D-print-fremstillingsteknologi har gennemgået en hastig udvikling i de sidste årtier til en integreret del af den digitale arbejdsgang. Da teknologien har store perspektiver med potentiale for hurtig implementering inden for odontologi, er viden og kendskab til additiv fremstillings- teknologi (3D-print) afgørende for korrekt anvendelse af teknikken. Denne artikel gennemgår anvendelsen af 3D-print inden for protetik med fokus på print-teknikker, materialeegenskaber, kliniske indikationer og teknikkens begrænsninger. Nuværende 3D-printteknologi muliggør fremstilling af strukturer i metallegeringer, resinmaterialer og keramiske materialer. Metalstrukturer, der er fremstillet med 3D-print i krom-kobolt eller titanium, anvendes til både fast og aftagelig protetik og har vist sig at have favorable mekaniske egenskaber samt sufficient nøjagtighed i klinik. Lyspolymeriserende resinmaterialer fremstillet på en Vat-fotopolymeriseringsprinter er egnet til fremstilling af modeller, bidskinner, kirurgiske guideskinner, helproteser, individuelle skeer og midlertidige restaureringer. Fremstillingen er teknikfølsom, og mange faktorer, bl.a. print-parameter og post-processering, påvirker nøjagtigheden og de mekaniske egenskaber af det printede emne. 3D-print af keramiske restaureringer er under udvikling, men fræsning er stadig den anerkendte standardfremstillingsmetode. Selvom der på nuværende tidspunkt er begrænsninger i 3D-printteknikken, vil den kontinuerlige teknologiske udvikling i 3D-printere og materialer have en meget lovende fremtid inden for protetik.

**EMNEORD** Digital dentistry | prosthodontic | CAD/CAM | additive manufacturing | 3D-print



Korrespondanceansvarlig forfatter:

**BAHRAM RANJKESH**

br@dent.au.dk

## Additiv fremstilling i protetik: teknikker, materialer og kliniske indikationer

**BAHRAM RANJKESH**, adjunkt, tandlæge, ph.d., Sektion for Protetik, Institut for Odontologi og Oral Sundhed, Health, Aarhus Universitet

► Accepteret til publikation den 27. marts 2024

[Online før print]

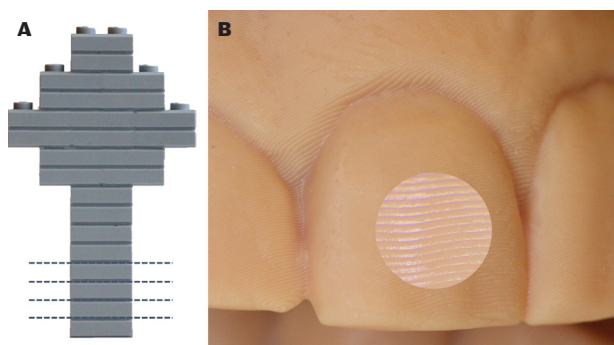
**D**IGITALISERING OG COMPUTER-AIDED DESIGN/COMPUTER-AIDED MANUFACTURE (CAD/CAM) ændrer måden, som vi diagnosticerer, behandlingsplanlægger og behandler på i vores daglige tandlægepraksis. Intraorale digitale scannere, computerprogrammer, materialer og fremstillings-teknikker transformerer vores behandlingsmuligheder fundamentalt. Den digitale arbejds-

gang indledes enten med direkte digitalt aftryk ved hjælp af en intraoral scanner eller indirekte med en lab-scanner hos en tandtekniker. Restaureringerne designs virtuelt på en computer software i CAD-fasen, hvor en CAD-fil i STL-format (Standard Tessellation Language) genereres. Derefter fremstilles emnet fysisk i CAM-fasen ved hjælp af enten subtraktiv (fræsning) eller additiv (3D-print) fremstillingsteknik.

Ved subtraktiv teknik fræses emnet fysisk ud af en præfabrikeret materialeblok på en fræsemaskine. Fræseteknikken blev først introduceret i odontologi af François Duret i 1973, og senere i 1985 introducerede Mörmann og Brandestini det første Cerec-system (1). I dag er fræsning af indirekte restaureringer en veletableret teknik med veldokumenterede kliniske resultater (2), og der findes et bredt udvalg af materialer, der egner sig til fræsning, herunder voks, resinbaserede materialer, keramik og metallegeringer. Afhængigt af materialet er blokkene enten semi- eller fuldsintrede. Selvom fræsningsteknikken sikrer høj klinisk nøjagtighed, fjernes en betydelig del af den præfabrikerede blok, og det resterende materiale kan ikke genbruges (3).

En anden fremstillingsteknik i CAM-fasen er additiv fremstilling eller 3D-print, der er blevet introduceret med Chuck Hull i 1986 og er kendt som stereolitografisk (SLA) teknik. Teknikken

## 3D-printteknik



**Fig. 1. A.** Byggeklodser, der repræsenterer 3D-printteknikken. **B.** 3D-printet model med printlag under forstørrelsesglas.

**Fig. 1. A.** Interlocking plastic bricks representing 3D-print technique. **B.** 3D-printed model with print layers under magnification.

har andre synonymer på engelsk herunder additive processes, direct digital manufacturing, rapid prototyping, rapid manufacturing, layer manufacturing (4), men mest kendt som 3D-print.

3D-print er anderledes end den subtraktive teknik, da CAD-filen bliver omdannet i 3D-printerens software (slicer-program) til en serie af 2D tværslagslag. I fremstillingsfasen opbygges den fysiske model gradvist lag for lag (Fig. 1). 3D-print tilbyder betydelige fordele sammenlignet med fræsning, herunder evnen til at konstruere objekter med kompleks intern geometri og skabe funktionelle dele uden behov for eftersamling. Det muliggør masseproduktion, hvilket reducerer produktionstid, omkostninger og materialespild (5).

### 3D-PRINT I PROTETIK: TEKNIKKER OG METODER

3D-printteknologien har udviklet sig hurtigt i det sidste årti efter udløbet af patentet på FDM-processen (fused-deposition-modeling) i 2009 (6). Teknologien blev hurtigt implementeret i dentalsektoren. I dag er der flere forskellige 3D-printfremstillingsmetoder tilgængelige, der egner sig til tandlægepraksis.

I forhold til ISO 52900-2015 (Additive manufacturing) er der syv 3D-printfremstillingsmetoder:

1. Vat-fotopolymerisation
  - Stereolithography (SLA)
  - Digital light processing (DLP)
  - Liquid crystal display
  - Continuous liquid interface
2. Material extrusion
3. Material jetting
4. Binder jetting
5. Powder-bed fusion
  - Selective laser sintering (SLS)
  - Selective laser melting (SLM)
  - Electron beam melting

6. Directed energy deposition

7. Sheet lamination

Selvom visse 3D-printteknikker som material jetting, con-

tinuous liquid interface og fused deposition modeling har begrænset anvendelse inden for odontologien, omfatter nutidens additive fremstillingsmetoder, som er egnet til brug i odontologien, primært vat-fotopolymerisation (SLA og DLP) og powder-bed fusion (SLS og SLM) -teknologierne. Tilgængeligheden og prisen på DLP- og SLA-baserede 3D-printere tilbyder tandteknikere og tandlæger muligheden for at integrere 3D-print i deres praksis. Derfor gennemgås i denne artikel vat-fotopolymerisationsteknik baseret på SLA og DLP samt powder-bed fusionsteknik baseret på SLS- og SLM-metoder som de mest relevante teknikker inden for odontologi. SLS og SLM 3D-printere er industrielle og kan ikke skabes på tandlægeklinikker grundet pris, størrelse, brugervenlighed.

### Vat-fotopolymerisation: Stereolithography (SLA)

En SLA 3D-printer består af et flydende resinmateriale i et kar, en byggeplatform og ultraviolet (UV) laser, hvor emnet fremstilles ved "laser vat-polymerisation" af upolymeriseret flydende resin. Et automatiseret spejl flytter kontinuerligt en UV-laserstråle efter CAD-filen, ligesom der tegnes med en blyant, og resinene bliver polymeriseret selektivt for hvert 2D-tværsnit. SLA-metoden er generelt baseret på "top-down" tilgang. Det vil sige, at det første lag polymeriseres; derefter fejer en materialefyldt klinge hen over objektet og lægger en ny lagtykkelse resin over det forrige 2D-tværsnit. Byggeplatformen sænkes derefter i z-aksen og polymeriserer det nye printlag og binder det til det sidst printede lag. Denne proces gentages, indtil emnet er færdigprintet. Når 3D-printprocessen er fuldført, adskilles det printede emne fra byggeplatform og postprocesseres i et ultralydbad med isopropanol for at fjerne ikkepolymeriseret resin. Efterfølgende færdigpolymeriseres det printede emne for at opnå de endelige mekaniske egenskaber (7). Postprocessering skal altid udføres i overensstemmelse med materialetypen og fabrikantens instruktioner. SLA-metoden kan være tidskrævende, men den resulterer i emner af høj nøjagtighed (8). Restresin i printkar kan genbruges. Fig. 2 illustrerer den digitale arbejdsgang i fremstillingen af en dental model ved hjælp af en SLA-3D-printer (Formlab 3, Formlabs, Massachusetts, USA).

### Vat-fotopolymerisation: Digital Light Processing (DLP)

Larry Hornbeck fra Texas Instruments skabte teknologien til DLP i 1987. DLP-teknologien anvender, ligesom SLA, et kar med flydende resin og en byggeplatform, men adskiller sig fra SLA ved lyskilden. I DLP-teknologien bruges en projektor under det flydende materialekar til at reflektere et 2D-tværsnitbillede af emnet ved hjælp af en lampe eller små spejle. Resinen udsættes for lys fra DLP-projektoren, hvorefter det polymeriserer. Byggeplatformen flytter opad i z-aksen svarende til printlagtykkelse, og det polymeriserede lag bliver trukket ud af karret (bottom-up tilgang). Næste lag bliver printet og bindes til det sidste printede lag. Processen fortsætter indtil emnet er færdigprintet. DLP-teknologi er hurtigere end SLA, men ligesom SLA skal det færdigprintede emne postprocesseres i overensstemmelse med materialetype og fabrikantens instruktioner. Restresin i printkarret kan genbruges. ▶

## CAD/CAM-arbejdsgang

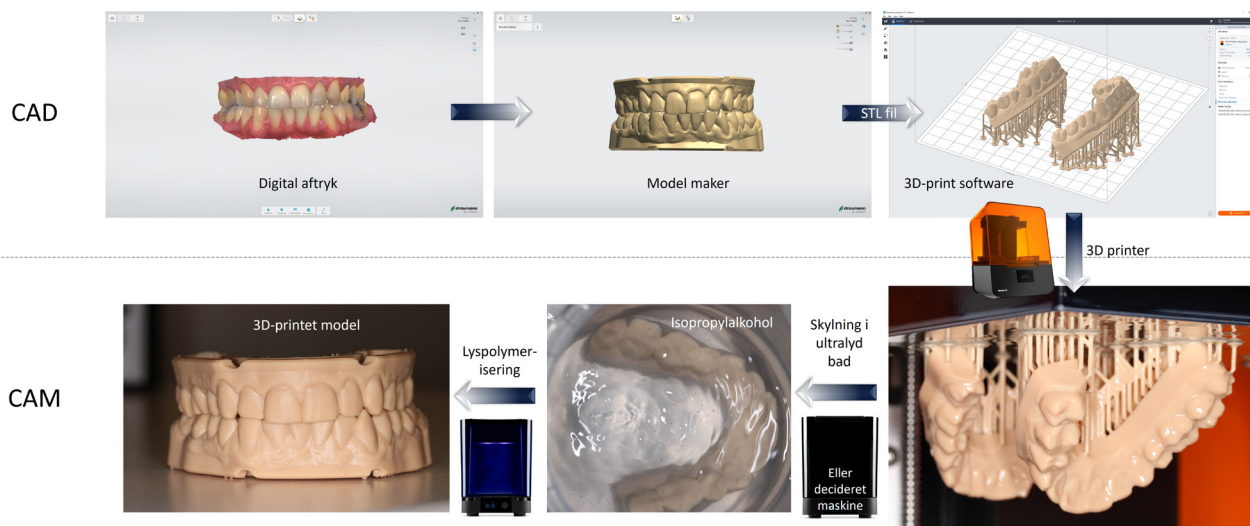


Fig. 2. Den digitale arbejdsproces for at fremstille en 3D-printet model.

Fig. 2. The digital workflow for production of a 3D-printed model.

### Powder-bed fusion: Selective Laser Sintering (SLS) og Selective Laser Melting (SLM)

Powder-bed fusion teknologi anvendes primært til 3D-print af metallegeringer. SLS-teknologien benytter en højtydende laser (Nd:YAG-laser), der selektivt smelter metalpulver til et tyndt og fast lag (20-100  $\mu\text{m}$ ). Herefter deponeres et nyt lag metalpulver, og det næste lag bindes sammen med det forrige printede lag. Denne proces gentages, indtil emnet er færdig-fremstillet. I SLS-teknologien når fremstillingstemperaturen ikke metals smeltepunkt, derfor bliver metalpulveret sintret i stedet for smeltet. Derimod tillader SLM-teknologien hel smeltning af metalpulver i et inert kammer med rensat argon eller nitrogen ved hjælp af en laser (CO<sub>2</sub> eller Nd:YAG-laser) (9). Teknikken akkumulerer høje interne spændinger pga. termiske ændringer i fremstillingen, og en varmeefterbehandling er altid påkrævet (10). Derudover indeholder emner, der bliver printet med SLM-teknologi, også delvist smeltet pulver på overfladen, da det omgivende metalpulver, der ikke er helt smeltet, sintres til overfladen af emnet. Derfor anbefales efterbehandlingsprocedurer med henblik på overfladeforbedring ved hjælp af bl.a. sandblæsning (11). Det resterende pulver kan genbruges (12).

### 3D-PRINT AF METALLER: MATERIALEEGENSKABER OG KLINISKE INDIKATIONER

3D-print af metallegeringer ved hjælp af SLS- eller SLM-teknologi kan bruges inden for fast protetik, aftagelig protetik samt enkle og komplekse implantatbehandlinger. Næsten alle metallegeringer kan fremstilles ved hjælp af 3D-printteknologi, men krom-kobolt og titanium har betydelige kliniske indikationer i protetik, derfor vil der i det næste afsnit fokuseres på disse legeringer.

### Krom-kobolt

Mange studier har vist, at 3D-printede metalemner i krom-kobolt har signifikant bedre mekaniske egenskaber (trækstyrke, yield strength og hårdhed) sammenlignet med støbt eller fræset krom-kobolt (13,14). Dette kan delvist forklares ved, at 3D-printede metalemner har en mere homogen metallisk struktur sammenlignet med støbte eller fræsedes emner (15) pga. lavere strukturel porøsitet, især sammenlignet med støbemetoden (16). Det er vigtigt at bemærke, at printparametre, herunder laserenergi eller printvinkel (17) og post-processing (18) har betydelig indflydelse på metallens mikrostruktur og mekaniske egenskaber.

3D-print af krom-kobolt kan bruges til fremstilling af metalkappe til metalkeramiske (MK) restaureringer (Fig. 3A, gul firkant), hvor nøjagtighed og marginalt fit har en stor betydning for restaureringers kliniske holdbarhed (19). Kern et al. har vist, at der ikke er signifikant forskel på den interne og marginale tilpasning af 3D-printede krom-kobolt kroner sammenlignet med støbt ædel guld-platin-legering MK kroner (20). Et systematisk review, der har sammenlignet nøjagtigheden af store krom-kobolt protetiske konstruktioner (multi-unit fixed prosthesis) fremstillet med forskellige metoder (støbt, fræset, 3D-printet), konkluderede, at 3D-print har den højeste nøjagtighed af de undersøgte metoder (21). Det skal påpeges, at nøjagtigheden af 3D-printede krom-kobolt-restaureringer i høj grad afhæng af valgte printparametre (22).

Med hensyn til klinisk overlevelse har en undersøgelse evalueret overlevelsen af 3D-printede krom-kobolt-MK-kroner (Wirobond C+, Bego Medical) printet med SLS-teknik og sammenlignet med støbte ædel guld-platin MK-kroner (Au-Pt, BioPontoStar+, Bego Medical). Resultaterne viste ingen signifikant forskel mellem de to metoder over en gennemsnitlig



observationsperiode på 47 måneder (min. 19 måneder, maks. 62 måneder) (23). En enkelt langtidsklinisk undersøgelse har evalueret overlevelsen af 3D-printede enkeltkroner på kindtænder i krom-kobolt (Wirobond C+, Bego Medical) og ædel guld-platin MK-kroner (Au-Pt, BioPontoStar, Bego Medical) hos 39 patienter (i alt 60 kroner) over en gennemsnitlig observationsperiode på  $10,5 \pm 3,9$  år. Den kumulative overlevelseshastighed for alle kroner var 81 % efter 14,7 år, og der var ingen signifikant forskel mellem de to 3D-printede legeringer (24). Der mangler stadig randomiserede kliniske studier med lang observationstid på dette område. De tilgængelige studier om metalkeramikkens bindingsstyrke af 3D-printede krom-kobolt-legeringer til feldspatisk porcelæn har vist acceptable *in vitro*- (25, 26) og *in vivo*-resultater (23) sammenlignet med støbte og fræsede MK-kroner.

3D-print af krom-kobolt-legeringer har også bred anvendelse inden for implantatunderstøttede restaureringer lige fra enkelte kroner til store fuldkæbe-suprastrukturer (Fig. 3). Treleds cementretinerede implantatunderstøttede krom-kobolt-MK-broer, der er fremstillet ved 3D-print, har vist en betydelig bedre marginal diskrepans sammenlignet med støbemetoden (27). Ved skrueretinerede implantatunderstøttede rekonstruktioner opnås bedre nøjagtighed ved en kombination af 3D-print-teknologi og subtraktiv (fræsning) teknologi, der anvendes til fræsning af implantat-suprastruktur-grænsefladen. Dette kaldes en hybrid fremstillingsteknik (28) (Fig. 3).

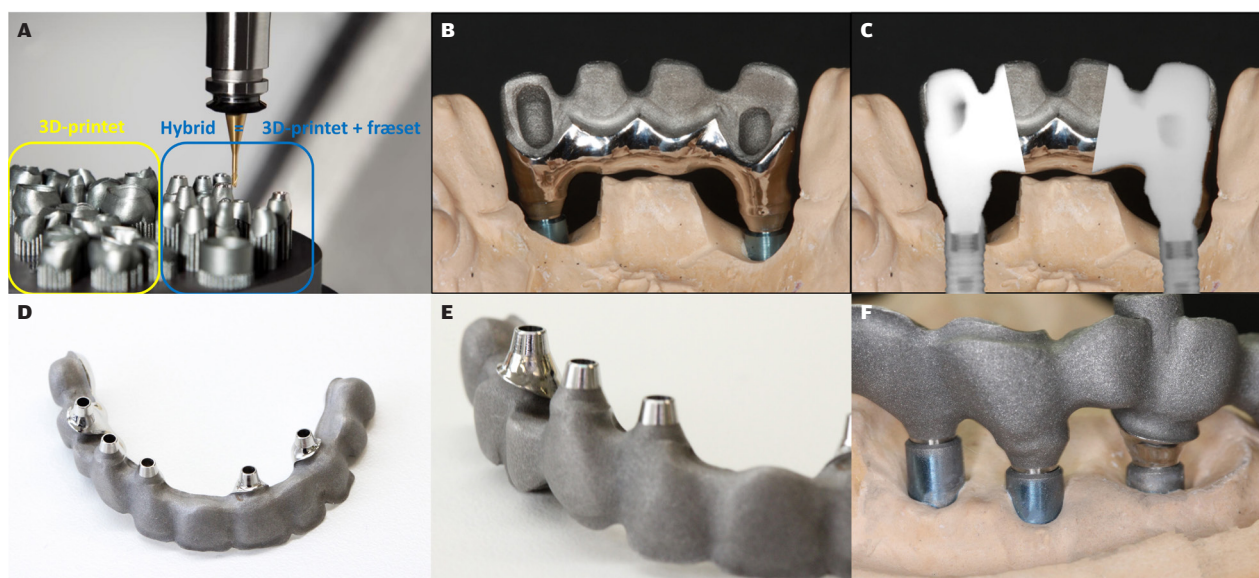
Selvom traditionel lost-wax-teknik stadig er den mest udbredte metode til fremstilling af krom-kobolt-stel til aftagelige

## Klinisk relevans

Tandlæger er nu blevet vidne til det voksende antal applikationer af 3D-print i protetik. Materialer som metaller, resin og endda keramik står i centrum for denne teknologiske revolution. Derudover opfordrer udviklingen og tilgængeligheden af 3D-printere klinikere til at udstyre deres praksis med sådan teknologi. Denne transformative teknologi omformer landskabet inden for protetik med uovertruffen nøjagtighed. Selvom 3D-printteknologien bringer en enorm klinisk anvendelse indenfor protetik, skal klinikere være opmærksomme på de begrænsninger og indflydelsesfaktorer, der kan påvirke proceduren.

partielle proteser, er den digitale arbejdsgang og 3D-print også anvendelig i denne type behandlinger. Intraorale scannere muliggør direkte digitalt aftryk af patienten, hvilket giver en fuldt digital arbejdsgangstilgang eller indirekte digitalisering af støbte gipsmodeller med en laboratoriescanner for en semi-digital arbejdsgang. Ved anvendelse af de digitale værktøjer kan teknikere designe en virtuel model til stellet i CAD-fasen og overføre den til CAM-fasen. Krom-kobolt-stellet kan herefter fremstilles ved 3D-print eller fræsning. Direkte fræsning af krom-kobolt-stel er ikke populært, da borene hurtigt slides under fræsningen, hvilket gør metoden økonomisk u hensigts-

## Restaureringers fremstilling



**Fig. 3. A.** 3D-printet krom-kobolt-struktur for tand- og implantatunderstøttede restaureringer (49). **B.** Implantatunderstøttet bro på model. **C.** Overlejring på røntgenbilleder. **D-F.** Fuldkæbe-implantat-understøttet suprastruktur fremstillet med hybridteknik. B og C fra Dirk Leonhardt.

**Fig. 3. A.** 3D-printet chrome-cobalt metal frame structure for tooth- and implant-supported restorations (49). **B.** Implant-supported fixed dental prosthesis over the cast model. **C.** Superimposition on periapical radiographs. **D-F.** Full-arch implant-supported suprastructure manufactured with hybrid technique. B and C courtesy of Dirk Leonhardt.

mæssig (29). En alternativ metode indebærer, at en resinmodel af stellet bliver 3D-printet og efterfølgende støbt, ligesom ved konventionel metode. Et nyligt systematisk review konkluderer, at nye digitale metoder til fremstilling af partielt protesestel er tilstrækkelig nøjagtige med en acceptabel klinisk pasningsform (30). En klinisk undersøgelse med et meget begrænset antal deltagere (ni patienter) med en observationsperiode på fire uger viser øget patienttilfredshed med partieltproteser med 3D-printet metalstel (SLS-teknik) sammenlignet med støbte stel (31). Yderligere *in vitro*- og *in vivo*-studier er dog påkrævet.

### Titanium

3D-printet titanium er blevet anvendt til fremstilling af implantater (32), patientspecifikke subperiosteale implantater (33), mesh til knogletransplantation (34) og suprastruktur til implantatunderstøttede protetiske restaureringer (28). 3D-printteknologien giver mulighed for at fremstille komplekse emner med kontrolleret porøsitet både internt og eksternt. Dette betyder, at implantater kan designes og fremstilles med en nøje reguleret overfladestruktur med det formål at forbedre osseointegration. En prospektiv klinisk undersøgelse viser en behandlingssucces på 94 % (106 ud af 110 implantater) ved

anvendelse af 3D-printede titaniumimplantater med en observationsperiode på tre år (35). Det er dog vigtigt at påpege, at kliniske undersøgelser er nødvendige for bedre vurdering af langtidsprognosen.

### 3D-PRINT AF RESINBASEREDE MATERIALER: MATERIALEEGENSKABER OG KLINISKE INDIKATIONER

Tilgængeligheden og den hastige udvikling af 3D-printere baseret på SLA- eller DLP-teknologi har banet vejen for en gavnlig integration af teknologien inden for forskellige dentale anvendelser. På nuværende tidspunkt eksisterer der en bred vifte af bearbejdning og postprocessering af resinmaterialer til dentale applikationer.

Additiv fremstilling giver muligheden for at printe dentale modeller, provisoriske restaureringer, bidskinner, implantat-guide-skinner, individuelle skeer samt udstøbbare emner til protetisk rehabilitering som kroner og helprotese (Fig. 4). Denne brede applikationsmulighed betyder en enorm vækst af tilgængelige nye materialer på markedet, som klinikere står overfor i deres daglige praksis.

Dentale modeller er den mest udbredte anvendelse af 3D-printteknologi for resinmaterialer. Nøjagtigheden af 3D-print

## 3D-print af resinpolymer

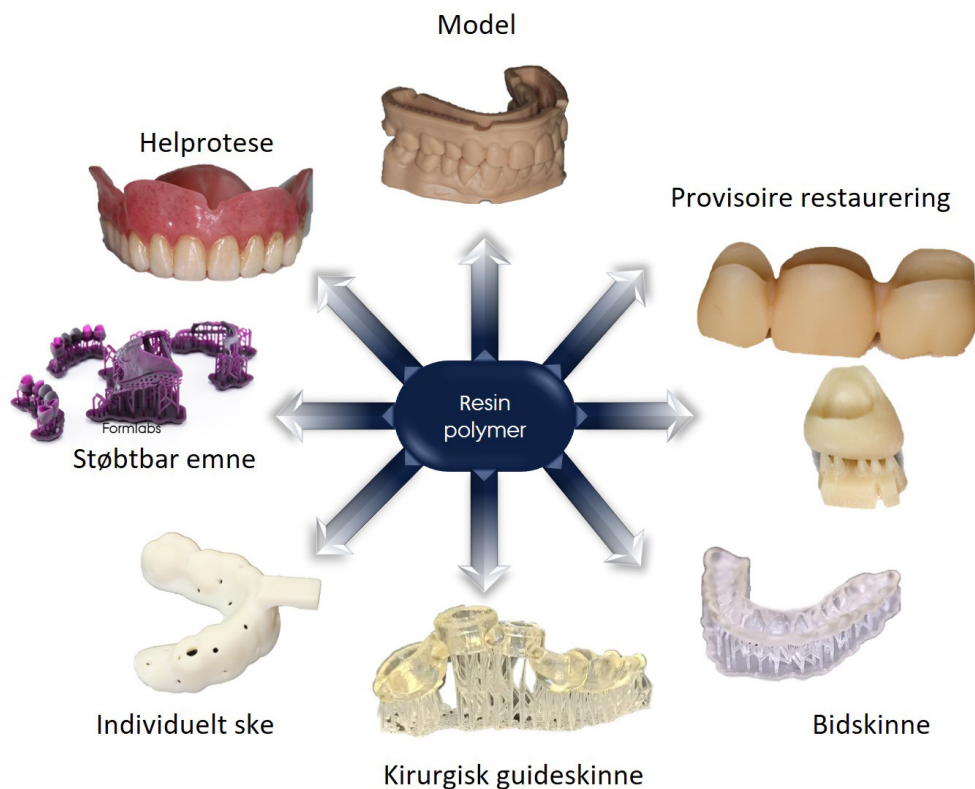
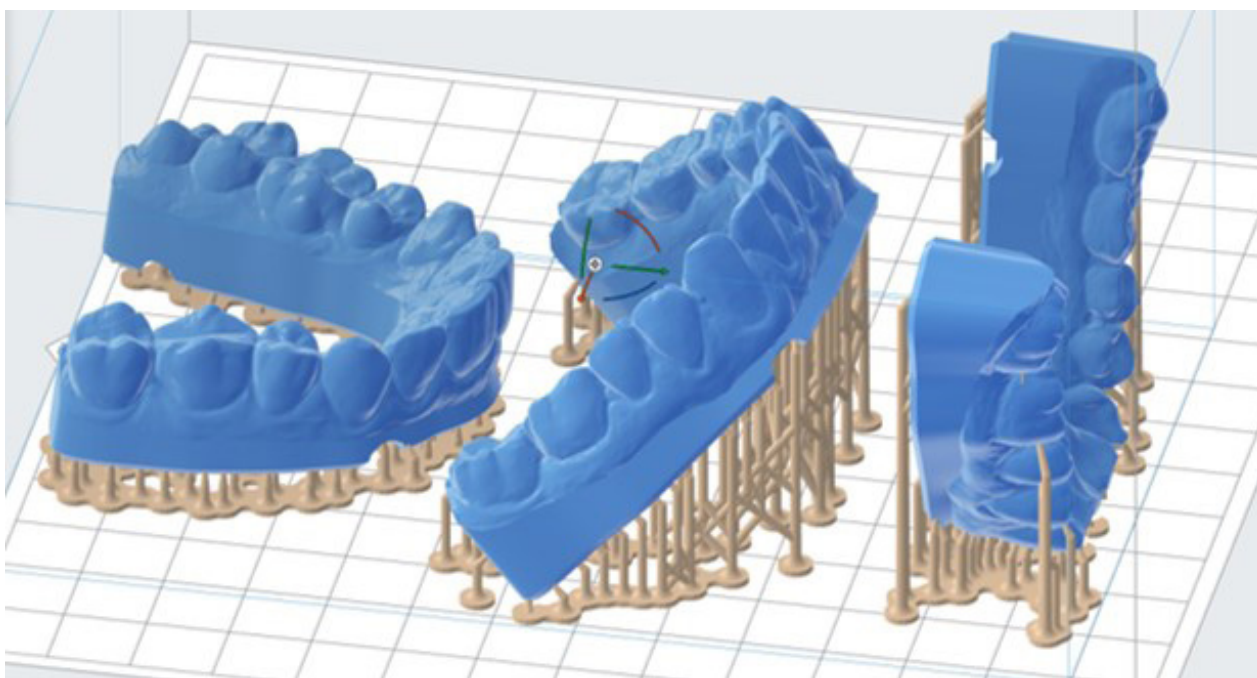


Fig. 4. Resiner til 3D-printteknik. Billeder af bidskinne, kirurgisk guideskinne og individuelt ske fra Dirk Leonhardt og helprotese fra Sheerfan Haji.

Fig. 4. Resin-based materials for 3D-printing. Pictures of occlusal splint, surgery guide splint, and individual tray courtesy of Dirk Leonhardt and maxillary full denture courtesy of Sheerfan Haji.

## Virtuelle modeller på byggeplatform



**Fig. 5.** Forskellige byggevinkler af den dentale model på byggeplatform i 3D-printsoftware.  
**Fig. 5.** Different build-up angles of a dental model over the build platform in 3D-print software.

tede modeller i den digitale arbejdsgang påvirkes af mange faktorer fra intraoral scanner, 3D-printertype, printparametre og print (bygge) -vinkel (Fig. 5). Gipsmodeller må stadig betragtes som guldstandard for dentale modeller især til større protetiske rehabiliteringer. En ny metaanalyseartikel viser, at SLA, DLP og PolyJet-teknologier rangerer som de mest nøjagtige metoder til fremstilling af dentalmodeller. Artiklen anbefaler en printlagtykkelse på maksimum 50  $\mu\text{m}$  for at opnå en klinisk acceptabel nøjagtighed for modeller (36).

Resinbaserede provisoriske kroner og, for nylig, endelige kroner (i overensstemmelse med fabrikantens materialeindikationer) kan også fremstilles ved hjælp af 3D-printteknologi. Der findes en mangfoldighed af resiner på markedet til disse formål. De mekaniske egenskaber af disse materialer afhænger i høj grad af printparametre og postprocesseringen (37). Et studie viser, at resinbaserede materialer til 3D-print (VarseoSmile Crown plus, Bego, Bremen, Germany) til fremstilling af endelige kroner har ringere mekaniske egenskaber sammenlignet med resinbaserede materialer, der egner sig til fræsning af endelige plastkroner (Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany og Grandio, VOCO, Cuxhaven, Germany) (38). Derfor antyder litteraturen, at selvom fabrikanten karakteriserer materialet som egnet til endelig restaurering, bør de betragtes som langtidsprovisoriske restaureringer. Dette tilskrives en lavere mængde uorganisk fillerstoffer og områder med ikkehomogen mikrostruktur i 3D-printermatricen, hvilket potentielt kan fungere som en kilde til brud (38). Marginal tilpasning af

3D-printede kroner er lige så god som fræsedede kroner og ligger inden for den klinisk acceptable range ( $< 120 \mu\text{m}$ ) (39). For at opnå den bedste kronenøjagtighed anbefales det at indstille printvinkel til  $120^\circ$  for SLA-printere (40) og  $135^\circ$  for DLP-printere (41). Printlagets tykkelse har også en betydelig indvirkning på kronens nøjagtighed (42). Fig. 6 illustrerer en kasuistik med to midlertidige kroner, der er fremstillet ved hjælp af 3D-print (NextDent C&B, NextDent, Netherlands) eller fræsningsteknik (Structure CAD, Voco, Cuxhaven, Germany). Kronerne er blevet individualiseret med ekstern indfarvning (FinalTouch, Voco, Cuxhaven, Germany).

Bidskinner kan også fremstilles med 3D-printteknik, da der er udviklet resiner egnet til dette formål. Et *in vitro*-studie tyder på, at de mekaniske egenskaber af resiner til 3D-printede bidskinner generelt er dårligere end konventionelle eller fræsedede materialer. Men der er ikke signifikant forskel i slidstyrke mellem materialerne (43). Et systematisk review bekræfter også, at der ikke er signifikant forskel i slidstyrken mellem materialer egnet til konventionel (varmehærdende), fræset eller 3D-printfremstilling af bidskinner (44). Der er imidlertid behov for yderligere laboratorie- og kliniske studier med fokus på biokompatibilitet af printbare resiner samt bakterieadhæsion til 3D-printede skinner.

Den fuldt digitale arbejdsgang inden for implantatbehandlingsplanlægning med kombination af CBCT (conebeam computed tomography) og digitalt aftryk er i dag opnåelig med det formål at forbedre forudsigeligheden af implantatbehandlin- ▶



## Kronefremstilling

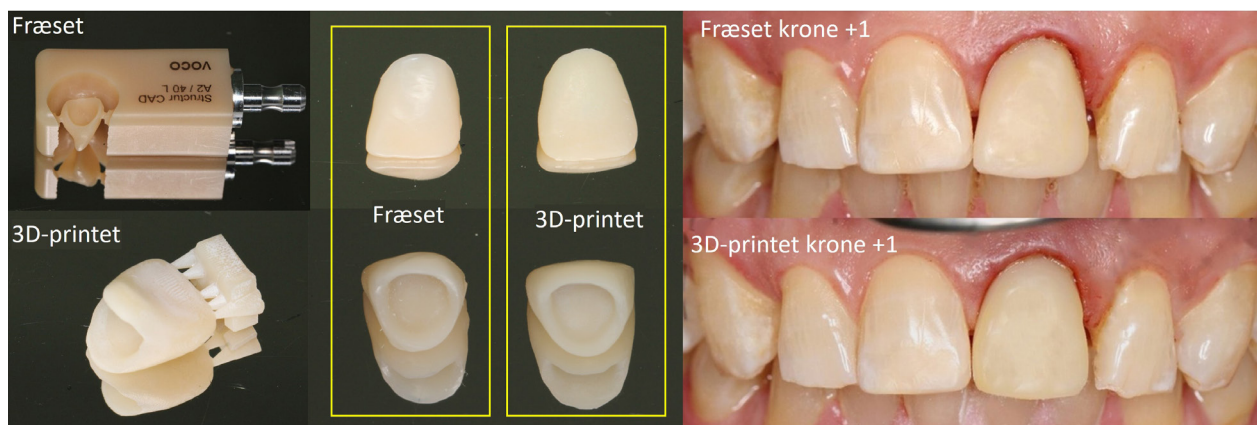


Fig. 6. Midlertidige kroner (+1) med 3D-print eller fremstillingsteknik med fræsning.

Fig. 6. Temporary trial crowns (tooth 21) with 3D-print or milling manufacturing technique.

gen, hvor en 3D-printet kirurgisk skinne hjælper behandleren til en korrekt implantatindsættelse. Et nyt systematisk review indikerer, at fræsedede kirurgiske guideskinner har sammenlignelig nøjagtighed som 3D-printede kirurgiske guideskinner. Dog er der behov for yderligere undersøgelser for at belyse effekten af andre faktorer bl.a. design af fikseringsskruer, hylstre (sleeve) på implantatguider, printparametre og printertype (45).

3D-print har også vundet indpas i fremstilling af helproteser. Som for andre 3D-printbare materialer opleves en kontinuerlig udvikling af materialer fra forskellige dentale firmaer, hvor helprotesebasen bliver 3D-printet, og tænderne bliver enten fræset eller 3D-printet for derefter at limes på protesebasen. Helproteser, der er fremstillet ved hjælp af 3D-print eller fræseteknik, viser en lignende eller endda bedre pasning end konventionelt fremstillede helproteser; dette er konklusionen fra en systematisk reviewartikel, der inkluderede 14 kliniske studier. Et randomiseret klinisk studie har vurderet tilfredsheden hos 20 patienter, hvor hver patient har fået et par helproteser – én fremstillet konventionelt og én 3D-printet. Resultaterne peger på, at patienttilfredsheden med konventionel helprotese var overlegen med hensyn til fonetik, nem rengøring, stabilitet, komfort og generel tilfredshed. Kun 20 % af patienterne valgte 3D-printede helproteser som deres endelige protese. En af forfatterens forklaringer på dette var, at den minimale tykkelse for 3D-printede materialer (dima print denture base; Kulzer Japan Co., Ltd., Tokyo, Japan) var 2,5 mm i modsætning til 1,4 mm for konventionelt varmhærdende resinmateriale (46).

### 3D-PRINT AF KERAMIKMATERIALER:

#### MATERIALEGENSKABER OG KLINISKE INDIKATIONER

Additiv fremstilling har gjort sit indtog i produktionen af fuldkeramiske indirekte restaureringer. Der er stigende fokus på zirkoniumdioxid (Zr) og lithium-disilikat-glaskeramik inden for additiv fremstillingsteknologi, men der er endnu ingen tilgængelige produkter på markedet til 3D-print af keramik. Den mest avancerede tilgang er sandsynligvis den patenterede LCM-pro-

ces (Lithography-based Ceramic Manufacturing, Lithoz, Wien, Østrig). I Zr 3D-printprocessen bliver emnet fremstillet i en organisk binder resinmatrice kaldet "green body". I næste trin fjernes det organiske bindemiddel gennem en termisk afbindingsproces ved 1.000 °C over en periode på flere timer, hvor det ændrer struktur til "white body", hvorefter Zr-emnet bliver sintret i en ovn ved en temperatur over 1.600 °C i flere timer. Hele 3D-printfremstillingsprocessen af Zr er meget tidskrævende i forhold til fræsningsteknik (47). Det seneste systematiske review med metaanalyse viser, at fræsedede kroner har bedre nøjagtighed, marginalt og okklusalt, højere bøjningsstyrke og gunstigere hårdhed, brudsejhed, mindre porøsitet, træthedbrud og volumetrisk krympning (47). Den samlede opfattelse er stadig, at fræsningsteknik forbliver den foretrukne metode inden for protetik for keramiske restaureringer i forhold til 3D-print, hvor der stadig er lang vej, før denne teknik opnår en rutinemæssig klinisk anvendelse.

### 3D-PRINT: BEGRÆNSNINGER

Selvom indførelsen af 3D-printteknologi har åbnet op for en ny æra inden for tandlægefaget, er der stadig ulemper og begrænsninger ved denne teknik. 3D-print er teknikfølsomt, og operatøren skal være opmærksom på effekten af de forskellige variationer i design og printprocedure. Operatøren, enten tandlæger eller tandteknikere, skal erhverve nye færdigheder for at betjene udstyret effektivt og løse eventuelle problemer, der måtte opstå under printprocessen. At opnå konsekvent høj nøjagtighed i 3D-print kan være udfordrende. Faktorer som printets lagtykkelse, printvinkel eller printehastighed kan påvirke nøjagtigheden af de endelige printede emner (41,42). Udvalget af materialer til 3D-print i protetik er begrænset sammenlignet med materialer egnet til konventionel eller fræsningsproduktion. Yderligere er variationen og den konstante introduktion af nye materialer på markedet ekstremt udfordrende i forhold til at teste og udvælge materialer. Næsten alle 3D-printede strukturer kræver yderligere postprocessing såsom skylning og varme/lys for

at opfylde de ønskede kliniske krav. Dette kan øge kompleksiteten og tidsforbruget i den samlede produktionsproces. Der er et stort behov for yderligere forskning i biokompatibiliteten af 3D-printmaterialer. Byggeplatformen af 3D-printere kan begrænse størrelsen eller antallet af enheder eller emner, der kan produceres i et enkelt print. Den indledende investering i 3D-printudstyr og materialer kan være relativt høj. Selvom omkostningerne falder over tid, kan mange klinikker finde det udfordrende at retfærdiggøre udgifterne. Klinikker skal overholde og opfylde pågældende lovgivningskrav, når de udstyrer klinikken med en 3D-printer.

Set ud fra et miljømæssigt perspektiv bør operatørerne vurdere nødvendigheden af at printe et emne og kun gøre det, når det er absolut påkrævet, da unødvendige print såsom modeller kan have en betydelig miljøpåvirkning. Der er rapporteret en tidsafhængig dimensionsændring af 3D-printede modeller, der rejser spørgsmål om deres nøjagtighed over tid (48).

### 3D-PRINT: FREMTID

Udviklingen af nye materialer og teknologier vil utvivlsomt være den fremtidige tendens inden for 3D-print i odontologi. Udover den rutinemæssige produktion af kirurgiske guide-skiner, modeller og provisoriske kroner er der en stigende tendens til anvendelse af 3D-print inden for aftagelige proteser og fremstilling af krom-kobolt-stel. Der forventes en udvikling af ma-

### 3D-printet model



**Fig. 7.** Multifarvet 3D-printet model med Polyjet technology (Stratasys, Rheinmünster, Germany) (49).

**Fig. 7.** Multi-colored 3D-printed dental model using 3D-printer with Polyjet technology (Stratasys, Rheinmünster, Germany) (49).

terialer med forbedrede mekaniske egenskaber til 3D-print af endelige kroner. I øjeblikket udgives flere og flere publikationer om 3D-print af helproteser. Multilag- og multifarve-3D-print (Fig. 7) vil give nye muligheder i fremtiden. Med yderligere fremskridt inden for 3D-print af keramiske restaureringer vil der opstå innovative tilgange til produktion af naturligt udseende tandrestaureringer i fremtiden. ♦

## ABSTRACT (ENGLISH)

### ADDITIVE MANUFACTURING IN PROSTHODONTICS: TECHNIQUES, MATERIALS, AND CLINICAL INDICATIONS

3D-print manufacturing technology has undergone a rapid evolution in the past decades to become an integral part of the digital workflow. The technology has great perspectives with the potential for rapid implementation in dentistry. Knowledge and familiarity with additive manufacturing (3D-print) are essential for the correct application of the technique. This article reviews the use of 3D-print in prosthodontics, focusing on printing techniques, material properties, clinical indications, and limitations of the technique. Current 3D-print technology enables the production of structures in metal alloys, resin materials, and ceramic materials. Metal structures manufactured with 3D-print in chrome-cobalt or

titanium are used for both fixed and removable prostheses with favorable mechanical properties and sufficient accuracy. Light-polymerising resin materials produced on a VAT-photopolymerization 3D-printer are suitable for producing models, occlusal splints, surgical guide splints, complete dentures, individual impression trays, and temporary restorations. The technique is sensitive and many factors, including print parameters and post-processing, affect the accuracy and mechanical properties of the printed objects. 3D-printing of ceramic restorations is under development, but milling is still recognized as the standard manufacturing method. Although there are currently limitations to the 3D-print technique, the continuous technological development in 3D-printers and materials may have a successful future in prosthodontics.

## LITTERATUR

1. Mörmann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent* 2004;7:11-24.
2. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmühlen PC. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *J Dent Res* 2018;97:1082-91.
3. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137:1289-96.



4. AMERICAN COLLEGE OF PROSTHEDONTICS AND ACP EDUCATION FOUNDATION Glossary of Digital Dental Terms, 2nd ed. *J Prosthodont* 2021;30:172-81.
5. Attaran M. The rise of 3-D printing: the advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. *Business Horizons* 2017;60:677-88.
6. UNITED STATES PATENT. Apparatus and method for creating three-dimensional objects. U.S. Patent 5 1989,121,329.
7. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater* 2016;32:54-64.
8. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont* 2019;28:146-58.
9. Deckard CR, Beaman JJ, eds. Process and control issues in selective laser sintering. *ASME PED* 1988;33:191-7.
10. Shiomi M, Osakada K, Nakamura K et al. Residual stress within metallic model made by selective laser melting process. *CIRP Annals* 2004;53:195-8.
11. Wang P, Nai MLS, Tan X et al. Recent progress of additive manufactured Ti-6Al-4V by electron beam melting. *Proceedings of the 2016 Annual International Solid Freeform, Fabrication Symposium* 2016;691-704
12. Mohamed A, Takaichi A, Kajima Y et al. Reusing the Co-Cr-Mo support structures of selective laser melted parts: evaluation of mechanical properties and microstructures. *Sustain Mater Technol* 2023;36:e00608.
13. Zhou Y, Li N, Yan J et al. Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. *J Prosthet Dent* 2018;120:617-23.
14. Han X, Sawada T, Schille C et al. Comparative analysis of mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr dental alloy fabricated by different manufacturing processes. *Materials (Basel)* 2018;11:1801.
15. Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G et al. Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. *J Prosthodont* 2015;24:303-12.
16. Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barm-pagadaki X et al. Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent Mater* 2014;30:e79-88.
17. Takaichi A, Suyalatu, Nakamoto T et al. Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;21:67-76.
18. Yan X, Lin H, Wu Y et al. Effect of two heat treatments on mechanical properties of selective-laser-melted Co-Cr metal-ceramic alloys for application in thin removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 2018;119:1028.e1-6.
19. Manhart J, Chen H, Hamm G et al. Buonocore memorial lecture. review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;29:481-508.
20. 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.
21. Svanborg P, Hjalmarsson L. A systematic review on the accuracy of manufacturing techniques for cobalt chromium fixed dental prostheses. *Biomater Investig Dent* 2020;7:31-40.
22. Kim EH, Lee DH, Kwon SM et al. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. *J Prosthet Dent* 2017;117:393-9.
23. Abou Tara M, Eschbach S, Bohlens F et al. Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *Int J Prosthodont* 2011;24:46-8.
24. Chaar MS, Passia N, Kern M. Long-term clinical outcome of posterior metal-ceramic crowns fabricated with direct metal laser-sintering technology. *J Prosthodont Res* 2020;64:354-7.
25. Suleiman SH, Vult von Steyern P. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. *Acta Odontol Scand* 2013;71:1280-9.
26. Xiang N, Xin XZ, Chen J et al. Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *J Dent* 2012;40:453-7.
27. Oyagüe RC, Sánchez-Turrión A, López-Lozano JF et al. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *J Dent* 2012;40:123-30.
28. Revilla León M, Klemm IM, García-Arranz J et al. 3D Metal printing – additive manufacturing technologies for frameworks of implant-borne fixed dental prosthesis. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2017;25:143-7.
29. Arnold C, Hey J, Schweyen R et al. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 2018;119:586-92.
30. Carneiro Pereira AL, Bezerra de Medeiros AK, de Sousa Santos K et al. Accuracy of CAD-CAM systems for removable partial denture framework fabrication: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2021;125:241-8.
31. Almufleh B, Emami E, Alageel O et al. Patient satisfaction with laser-sintered removable partial dentures: a crossover pilot clinical trial. *J Prosthet Dent* 2018;119:560-7.
32. Oliveira TT, Reis AC. Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2019;122:270-4.
33. Cerea M, Dolcini GA. Custom-made direct metal laser sintering titanium subperiosteal implants: a retrospective clinical study on 70 patients. *Biomed Res Int* 2018;2018:5420391.
34. Ciocca L, Fantini M, De Crescenzo F et al. Direct metal laser sintering (DMLS) of a customized titanium mesh for prosthetically guided bone regeneration of atrophic maxillary arches. *Med Bio Eng Comput* 2011;49:1347-52.
35. Tunchel S, Blay A, Kolerman R et al. 3D printing/additive manufacturing single titanium dental implants: a prospective multicenter study with 3 years of follow-up. *Int J Dent* 2016;2016:8590971.
36. Németh A, Vitai V, Czumbel ML et al. Clear guidance to select the most accurate technologies for 3D printing dental models – A network meta-analysis. *J Dent* 2023;134:104532.
37. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W et al. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent* 2021;109:103630.
38. Prause E, Malgaj T, Kocjan A et al. Mechanical properties of 3D-printed and milled composite resins for definitive restorations: an in vitro comparison of initial strength and fatigue behavior. *J Esthet Restor Dent* 2024;36:391-401.
39. Haddadi Y, Ranjkesh B, Isidor F et al. Marginal and internal fit of crowns based on additive or subtractive manufacturing. *Biomater Investig Dent* 2021;8:87-91.
40. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors influencing the dimensional accuracy of 3D-printed full-coverage dental restorations using stereolithography technology. *Int J Prosthodont* 2016;29:503-10.
41. Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build angle: Does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *Int J Prosthodont* 2017;30:182-8.
42. Çakmak G, Cuellar AR, Donmez MB et al. Effect of printing layer thickness on the trueness of 3-unit interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2022;S0022-3913:00271-2.
43. Wesemann C, Spies BC, Sterzenbach G et al. Polymers for conventional, subtractive, and additive manufacturing of occlusal devices differ in hardness and flexural properties but not in wear resistance. *Dent Mater* 2021;37:432-42.
44. Grymak A, Aarts JM, Ma S et al. Wear behavior of occlusal splint materials manufactured by various methods: a systematic review. *J Prosthodont* 2022;31:472-87.
45. Shi Y, Wang J, Ma C et al. A systematic review of the accuracy of digital surgical guides for dental implantation. *Int J Implant Dent* 2023;9:38.
46. Ohara K, Isshiki Y, Hoshi N et al. Patient satisfaction with conventional dentures vs. digital dentures fabricated using 3D-printing: a randomized crossover trial. *J Prosthodont Res* 2022;66:623-9.
47. Al Hamad KQ, Al-Rashdan BA, Ayyad JQ et al. Additive manufacturing of dental ceramics: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont* 2022;31:e67-86.
48. Joda T, Matthisson L, Zitzmann NU. Impact of aging on the accuracy of 3D-printed dental models: an in vitro investigation. *J Clin Med* 2020;9:1436.
49. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med* 2021;10:2010.