

Driedimensionaal printen in de tandheelkunde

Y. Ren en W.J. van der Meer

- 2.1 Inleiding – 20**
- 2.2 3D-printen: technieken – 20**
 - 2.2.1 Stereolithografie – 21
 - 2.2.2 Fused Deposition Modeling – 22
 - 2.2.3 Selective Laser Sintering – 23
 - 2.2.4 Laminated Object Manufacturing – 25
 - 2.2.5 Jetted Photopolymer – 26
 - 2.2.6 3D printing – 26
 - 2.2.7 Digital Light Processing Printing – 28
- 2.3 3D-printen: materialen – 29**
 - 2.3.1 Ondersteuningsmaterialen – 30
- 2.4 Toepassingen in de patiëntenbehandeling – 31**
- 2.5 Toepassingen in het onderzoek – 32**
- 2.6 Toekomstige ontwikkelingen en uitdagingen – 32**
- Literatuur en websites – 33**

2.1 Inleiding

In 1987 was er voor het eerst een digitale workflow (logische volgorde van activiteiten) beschikbaar voor de tandheelkunde: de CEREC. Met dat apparaat was het mogelijk een digitale afdruk te maken van een geprepareerd element, op de computer een inlay te modelleren en die vervolgens uit een blokje porselein te frezen. Omdat het op dat moment een relatief ingewikkeld proces was, werd de CEREC in eerste instantie geen groot succes en was de groep gebruikers klein. Inmiddels heeft het systeem een enorme ontwikkeling doorgemaakt, vooral wat betreft de digitale afdruk en ontwerpsoftware. Daardoor is het op dit moment mogelijk met het systeem kronen en bruggen te produceren die in de meeste indicatiegebieden esthetisch en functioneel uitstekend voldoen.

Hoewel het productiedeel van het CEREC-systeem (de freesmachine) ook een enorme ontwikkeling heeft doorgemaakt, wordt bij het frezen van een kroon of brug nog steeds het grootste deel van het materiaal als afval afgevoerd en dat afval kan niet worden hergebruikt (■ fig. 2.1). Daarmee is een destructieve productiemethode als frezen relatief duur en zou een additieve productiemethode goedkoper kunnen zijn. Driedimensionaal printen is een additieve productiemethode die hiervoor in aanmerking zou komen, mits daarmee functioneel en esthetisch dezelfde, of betere resultaten kunnen worden bereikt.

In dit hoofdstuk wordt een overzicht gegeven van de huidige technieken en materialen die beschikbaar zijn voor additieve productiemethoden ('driedimensionaal printen; 3D-printen') en wordt getracht de huidige mogelijkheden en beperkingen te beschrijven voor de toepassingen binnen de tandheelkunde. Tevens wordt getracht aan te geven wat de mogelijkheden voor de toekomst kunnen zijn van deze productiemethode.

2.2 3D-printen: technieken

De behoefte aan fysieke 3D-modellen was er natuurlijk al erg lang en was niet gebonden aan de tandheelkunde en de productie van kronen of bruggen. In de medische wereld bestond er ook al lange tijd behoefte aan de productie van modellen op basis van computertomografie (CT-) of magnetic resonance imaging (MRI-) data. Bij sommige ingrepen gaven de 3D-beelden van de CT of MRI weliswaar voldoende informatie aan de operator, maar bestond toch de behoefte om de operatie te kunnen oefenen op een fysiek model, om problemen tijdens de operatie te voorkomen. Daarnaast waren de beelden van de CT en MRI soms niet voldoende en was een fysiek 3D-model gewoon noodzakelijk, zoals bij het herstel van grote schedeldefecten na een trauma of tumoroperaties. Omdat 3D-printen als productietechniek nog niet bestond, bedachten sommigen een creatieve manier om de 2D-beelden van de CT om te zetten naar een 3D-model, door ieder 2D-beeld uit te zagen uit een plaat kunststof en deze platen vervolgens op elkaar te stapelen. Op het aldus verkregen 3D-model kon dan al voor de operatie een schedelkap worden vervaardigd om een schedeldefect te kunnen sluiten (Mankovich et al. 1986). Hoewel een dergelijke methode wel enkele problemen leek op te lossen, zou een automatisch productieproces de complexe handmatige methode snel gaan vervangen. In 1981 werd al voor het eerst een automatische productiemethode met behulp van



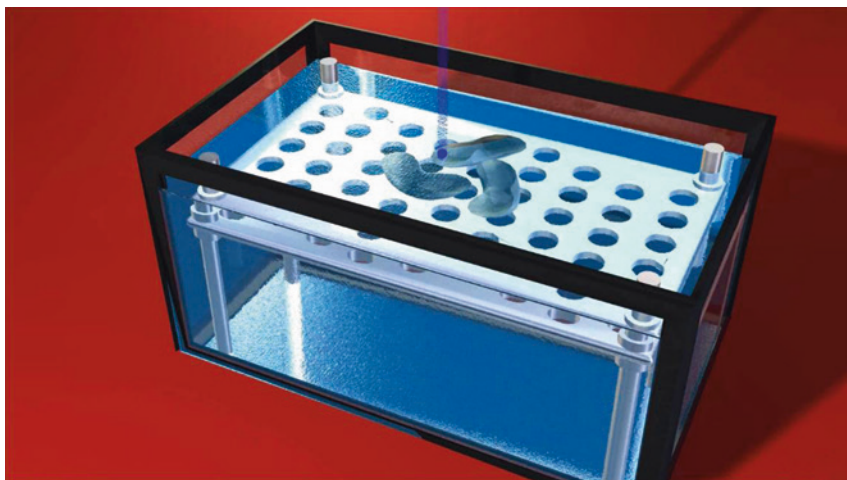
■ **Figuur 2.1** De freesmachine produceert een gedetailleerde kroon uit een blok porselein, waarbij veel materiaal als afval verloren gaat

een fotopolymeer beschreven, waarbij een driedimensionaal model werd geproduceerd (Kodama 1981).

2.2.1 Stereolithografie

Hoewel daarmee wel het bewijs werd geleverd dat het mogelijk was om een 3D-model te produceren, duurde het tot 1987 voordat de eerste apparaten commercieel beschikbaar waren voor het produceren van 3D-modellen met behulp van een fotopolymeer en een lichtbron. In dat jaar bracht het bedrijf '3D systems' de eerste stereolithografie(SLA-)machine op de markt. De oprichter van het bedrijf was Charles Hull, die in 1986 het SLA-proces had gepatenteerd.

Bij SLA wordt het oppervlak van een reservoir met een vloeibare fotopolymeer beschenen met een laser. Op de plaats waar de laser de vloeistof raakt, hardt deze uit en ontstaat een patroon op het oppervlak van de vloeistof. Door onder het oppervlak een platform te plaatsen dat naar beneden beweegt en de geproduceerde laag dus onder het vloeistofoppervlak trekt, ontstaat weer ruimte aan het oppervlak



■ **Figuur 2.2** Bij SLA wordt de toplaag van een reservoir gevuld met fotopolymeer uitgehard door een laser. Een platform onder het vloeistofoppervlak beweegt tijdens de productie omlaag, zodat aan de bovenzijde nieuwe lagen kunnen worden toegevoegd

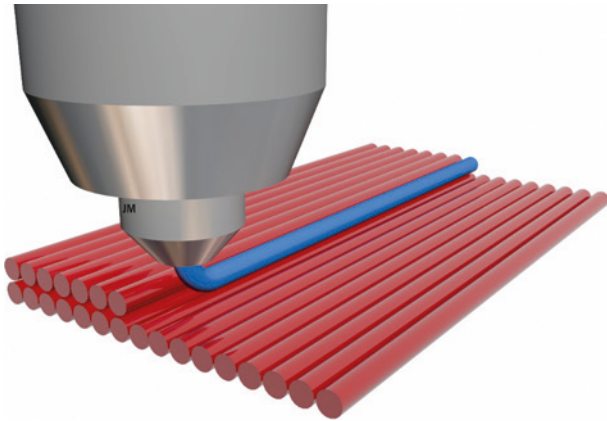
voor een nieuwe laag die kan worden uitgehard. Zo wordt een object laag voor laag geproduceerd, totdat het volledige object compleet is en dan wordt het platform met het object weer boven het vloeistofoppervlak gebracht (■ fig. 2.2). Stereolithografie blijkt een bijzonder geschikte techniek om 3D-modellen te vervaardigen, maar helaas zijn de productiemachines en fotopolymereen op dat moment nog erg duur en er is grote behoefte aan servicebedrijven die de productie uitvoeren. In 1990 wordt het bedrijf Materialise opgericht als spin-off van de KU Leuven. Het bedrijf is in staat CT- en MRI-data om te zetten naar 3D-modellen door middel van SLA-machines en groeit uit tot een van de belangrijkste servicebureaus voor het omzetten van medische data naar fysieke 3D-modellen. Ondertussen groeit de behoefte aan goedkopere productietechnieken, mede door de hoge prijs van de 3D-modellen die met behulp van SLA zijn geproduceerd.

Het voordeel van een productiemethode als SLA is, dat de resolutie hoog is en dat de objecten die geproduceerd worden relatief groot kunnen zijn. Het nadeel is dat de SLA-machine en ook de fotopolymereen relatief duur zijn.

2.2.2 Fused Deposition Modeling

Bijna parallel aan de ontwikkeling van SLA, ontwikkelt de Amerikaan Scott Crump de 3D-productietechnologie 'Fused Deposition Modeling' (FDM). Als hij zijn dochter helpt bij een project voor school, bedenkt hij dat hij het benodigde lijmpistool aan een arm zou kunnen bevestigen die in de x-, y- en z-richting kan bewegen. Op deze manier zou er een automatische productietechniek ontstaan in 3D-dimensies. Hij patenteert het idee in 1989 en begint, samen met zijn vrouw, het bedrijf 'Stratasys', dat uitgroeit tot het belangrijkste FDM-bedrijf ter wereld.

Bij FDM wordt door een verwarmde printkop een laag kunststof op een platform neergelegd, waarna de printkop omhoog beweegt en een nieuwe laag op de



■ **Figuur 2.3** Bij FDM wordt door verwarming zacht geworden materiaal op elkaar gelegd, zodat versmolten lagen ontstaan

voorgaande laag neerlegt (■ fig. 2.3). Door de lagen op elkaar te stapelen en iedere laag in de goede vorm neer te leggen, ontstaat een object in drie dimensies. Hoewel als basismateriaal ook was kan worden gebruikt, zoals in de beginfase van FDM, worden tegenwoordig meestal thermoplastische kunststoffen gebruikt. Zo zijn de meest gebruikte kunststoffen hiervoor polymelkzuur oftewel PLA ('polylactic acid') en acrylonitril-butadien-styreen oftewel ABS. Beide kunststoffen zijn goedkoop te produceren en hebben een relatief laag smelttraject (printtemperatuur PLA: 190 °C en printtemperatuur ABS: 230 °C), waardoor de verwarmde printkop goedkoop en eenvoudig kan worden geproduceerd.

Het voordeel van een productiemethode als FDM is dat de hardware erg eenvoudig en goedkoop te vervaardigen is en dat ook de materialen relatief goedkoop zijn. Een ander voordeel is dat er door de toevoeging van meer printkoppen, verschillende kleuren of verschillende materialen gecombineerd kunnen worden in een object. Het nadeel van FDM is de beperkte resolutie en het relatief ruwe oppervlak van de objecten (■ fig. 2.4). Ze kunnen echter op verschillende wijzen glad worden gemaakt.

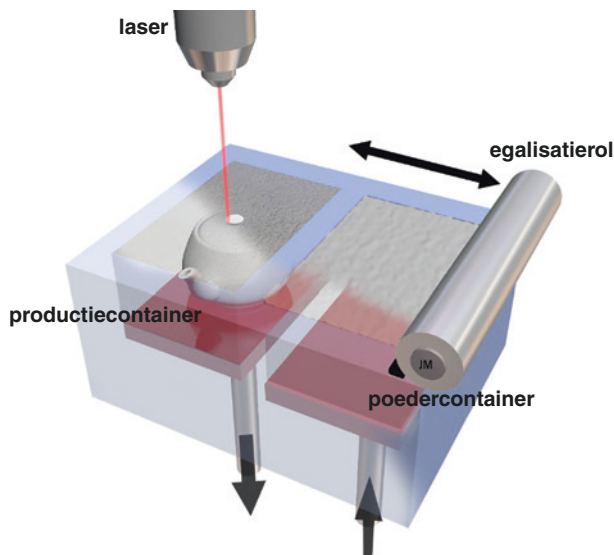
2.2.3 Selective Laser Sintering

Bij Selective Laser Sintering (SLS) worden poederdeeltjes met een laser selectief met elkaar versmolten. Daarna wordt een nieuwe laag poeder aangebracht, waarvan deeltjes ook weer selectief met elkaar en met deeltjes van de eerdere laag worden versmolten. Op deze manier ontstaat een driedimensionaal netwerk van aan elkaar gesmolten poederdeeltjes (■ fig. 2.5). Aan het eind van het productieproces kan het geproduceerde model uit de bak met poeder worden gehaald en worden schoongemaakt.

Zoals ook bij de andere technieken, werd Selective Laser Sintering, zoals het nu genoemd wordt, al veel eerder beschreven maar nooit eerder tot een daadwerkelijke productiemethode uitgewerkt. Al in 1979 beschreef Ross Housholder een theoretisch systeem, waarbij een laag poeder op selectieve plaatsen kon worden uitgehard met



■ **Figuur 2.4** Een gebitsmodel, goedkoop geproduceerd met behulp van een FDM-machine. De individuele laagjes zijn te onderscheiden, maar voor sommige toepassingen is een dergelijk model zeker geschikt



■ **Figuur 2.5** Bij SLS wordt poeder selectief met elkaar versmolten, waarna een nieuwe laag poeder wordt aangebracht. Dit proces herhaalt zich totdat een compleet 3D-object is gevormd

een laser (Housholder 1981). De patentbeschrijving heeft echter niet geleid tot een commercieel productieapparaat. Onafhankelijk van deze beschrijving begint de jonge student Carl Deckard in 1984 zijn idee uit te werken om industriële matrijzen te vervaardigen door lagen poeder selectief aan elkaar te smelten met een laser. Samen met zijn docent werkt hij het proces verder uit en in 1986 begint de patentaanvraag voor SLS, die in 1992 wordt goedgekeurd (Deckard et al. 1992). In 1989 wordt het bedrijf DTM (Desktop Manufacturing) opgericht dat de SLS-machines gaat produceren en verkopen. DTM verkrijgt in 1991 de rechten op het patent van Housholder (►<http://www.me.utexas.edu/news/news/selective-laser-sintering-birth-of-an-industry>).



■ **Figuur 2.6** Schedelkap gemaakt door SLS van PEEK-poeder op een 3D-SLA-model van een schedel. Door het SLS-productieproces van het implantaat blijft een ruwe oppervlaktestructuur zichtbaar, die vaak nog wordt gladgemaakt

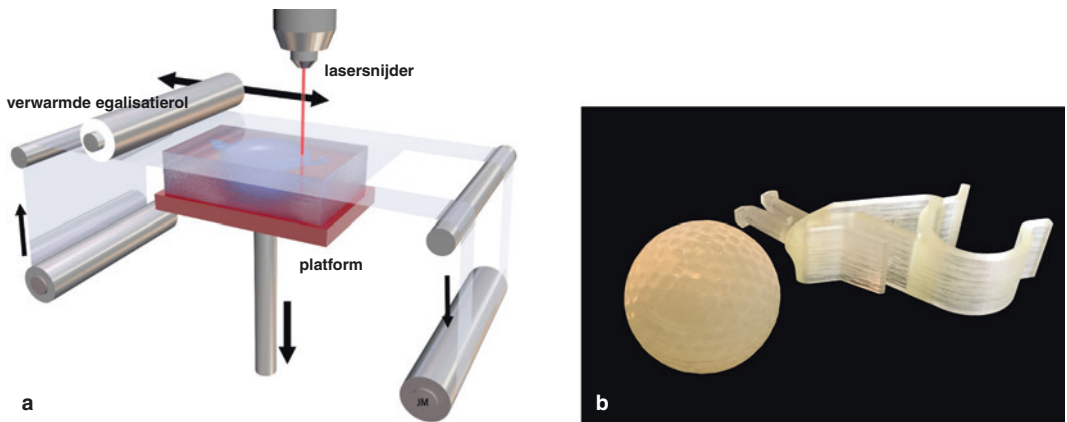
Het voordeel van SLS is dat er met allerlei soorten poeder kan worden gewerkt, variërend van kunststoffen tot metaalpoeder. Het nadeel is dat het oppervlak van het eindproduct vrij ruw is en altijd moet worden nabewerkt om het gladder te maken (■fig. 2.6). Een ander nadeel is, dat er een sterke (en dus dure) laser nodig is om de deeltjes aan elkaar te smelten.

2.2.4 Laminated Object Manufacturing

Laminated Object Manufacturing (LOM) is een productietechniek die in 1996 is ontwikkeld door het bedrijf Helisys Inc. uit Californië (nu Cubic Technologies), waarvoor in 1998 het patent werd toegekend (Feygin et al. 1998). Bij LOM wordt een object opgebouwd uit laagjes papier of plastic. Daartoe wordt uit een laag papier (of plastic) selectief een vorm gesneden met bijvoorbeeld een laser. Daarna wordt een nieuwe laag papier (of plastic) op de voorgaande laag geplakt en wordt opnieuw een vorm uitgesneden. Dit proces herhaalt zich, totdat een hele stapel papier (of plastic) is ontstaan waarin het object driedimensionaal gevormd is (■fig. 2.7a). Door het overvloedige papier (of plastic) te verwijderen komt het 3D-object tevoorschijn. De printtechniek kan worden gecombineerd met een inkjetprinter, die selectief kleur aan verschillende delen van de lagen papier geeft, waardoor een gekleurd 3D-object kan worden vervaardigd.

Het voordeel van LOM is, dat de productiemethode en de materialen goedkoop zijn en dat de te produceren objecten groot kunnen zijn. Ook kunnen objecten in kleur worden geproduceerd (■fig. 2.7b). Het nadeel van LOM is dat de productiemethode meestal minder nauwkeurig is en dat er relatief veel materiaal als afval moet worden afgevoerd.

Er zijn twee bijzondere 3D-printmethoden, die beide zijn afgeleid van de 2D-inkjetprinters: 'Jetted Photopolymer' en '3D printing'.



Figuur 2.7 a Bij LOM worden de laagjes waaruit het object wordt opgebouwd uit papier of plastic gesneden. Deze lagen worden aan elkaar geplakt of gesmolten. b Twee objecten van kunststof, met behulp van LOM geproduceerd. Bij het gebruik van papier, kan ook kleur aan de objecten worden toegevoegd

2.2.5 Jetted Photopolymer

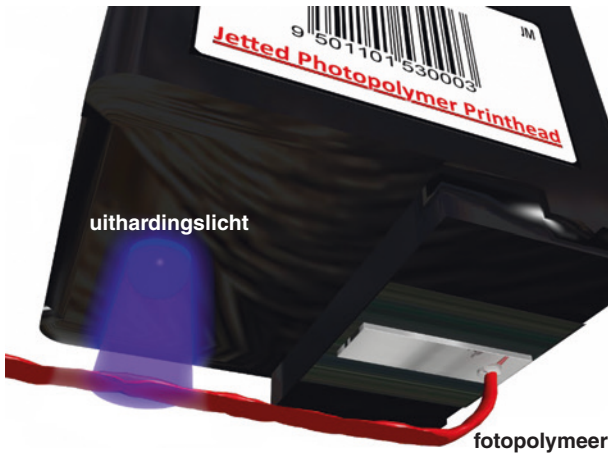
‘Jetted Photopolymer’ of ‘Polyjet 3D printing’ is een productiemethode waarbij, net als bij een 2D-inkjetprinter, een printkop een laagje materiaal op een onderlaag spuit. Het verschil met 2D-inkjet is dat het materiaal dat wordt neergelegd (‘jetted’) lichthardend is (‘photopolymer’) en dat direct na het neerleggen van het laagje een lichtbron over de laag wordt gevoerd. Na het neerleggen en uitharden van de eerste laag wordt een tweede laag boven op de eerste laag gelegd. Dit proces wordt herhaald, tot een compleet 3D-model is gevormd (fig. 2.8). De laagjes kunnen, net als bij een 2D-inkjetprinter, in verschillende kleuren worden uitgevoerd.

De technologie is ontwikkeld door oud-medewerkers van een bedrijf dat 2D-inkjetprinters produceert. Zij hebben in 1998 in Rehovot (Israël) het bedrijf Objet opgericht, dat de Jetted Photopolymer printers op de markt bracht. Het bedrijf is in 2011 overgenomen door Stratasys.

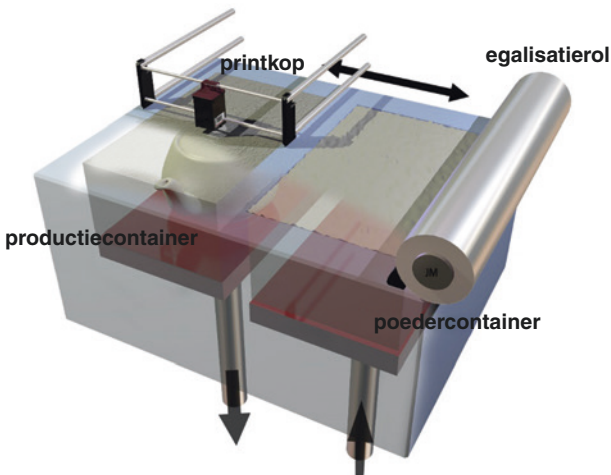
Voordelen van Jetted Photopolymer zijn, dat de resolutie erg hoog is en er in verschillende kleuren kan worden geproduceerd. Er kunnen zelfs tegelijkertijd kunststoffen worden geprint met verschillende materiaaleigenschappen (bijvoorbeeld één stug en één flexibel). Het nadeel is de hogere prijs zowel van de apparatuur als van de materialen.

2.2.6 3D printing

Enkele jaren geleden werd er gesproken over ‘additive manufacturing’ als een verzameling van alle soorten additieve 3D-productietechnieken. Eén van deze productietechnieken was ‘powderbed printing’, ‘binder jetting’ of ‘inkjet 3D printing’ of kortweg ‘3D printing’. De, feitelijk onjuiste, term ‘3D-printen’ is eigenlijk dusdanig ingeburgerd voor alle additieve productietechnieken, dat we de term blijven gebruiken in dit hoofdstuk. Ook hierbij brengt, vergelijkbaar met 2D-inkjetprinten, een printkop op selectieve plaatsen een druppel bindmiddel aan op een laag



■ **Figuur 2.8** 'Jetted Photopolymer' is afgeleid van 2D-inkjetprinten. De printkop bevat bij de 3D-printer een fotopolymeer dat wordt uitgehard door het te belichten met een uithardingslamp die met de printkop meebeweegt



■ **Figuur 2.9** 'Powderbed printing' lijkt op SLS, alleen worden de poederdeeltjes aan elkaar geplakt met een bindmiddel, in plaats van dat ze worden versmolten

poeder. Daarna wordt een nieuwe laag poeder aangebracht, waarna de printkop weer op selectieve plaatsen bindmiddel aanbrengt, waardoor het poeder op die plek samenklontert en uithardt (■ fig. 2.9). Er zijn verschillende soorten combinaties van poeder en bindmiddel, maar bij de meest eenvoudige is het poeder gips en het bindmiddel water. In meer verfijnde apparaten is er sprake van meer gecompliceerde chemie, maar het productieprincipe blijft hetzelfde. Door de relatie met de 2D-inkjetprinters is het ook bij deze technologie mogelijk om kleuren mee te spuiten met het bindmiddel en op die wijze gekleurde 3D-modellen te produceren. Het geproduceerde model is poreus en relatief zwak en moet geïnfiltreerd worden met een kunststof om het stevigheid te geven.



■ **Figuur 2.10** Anatomisch model van CT-data van een schedeldeel met een defect, geproduceerd met 'powderbed printing'. Geen hoge resolutie maar wel relatief goedkoop, in verschillende kleuren, als dit noodzakelijk is

De techniek van deze printer is in 1993 ontwikkeld aan het 'Massachusetts Institute of Technology' (MIT) en gepatenteerd. In 1995 heeft de 'Z cooperation' een licentie verkregen voor de toepassing van deze technologie in hun machines.

Voordelen van deze technologie zijn dat het een eenvoudig en goedkoop principe is en dat ook de materialen goedkoop zijn (■fig. 2.10). Er kunnen gekleurde objecten worden geproduceerd. Het nadeel is dat de resolutie beperkt is door de diameter van de poederpartikels: hoe kleiner de poederdeeltjes, des te hoger de resolutie van het model. Daarnaast kunnen de porositeit en geringe stevigheid van het model als nadeel worden genoemd, hoewel dat eenvoudig te verhelpen is door het model te infiltreren met een kunsthars.

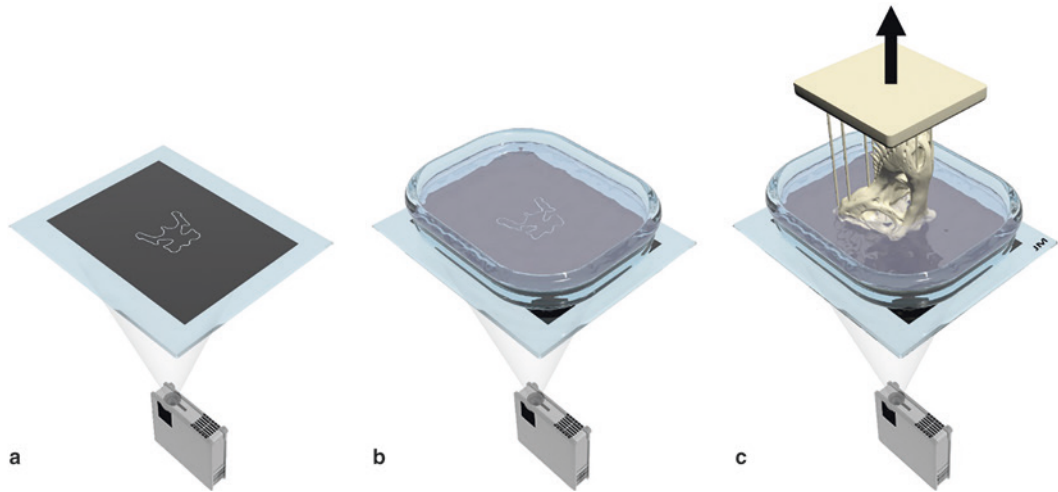
2.2.7 Digital Light Processing Printing

Digital Light Processing (DLP) is een technologie die door Texas Instruments ontwikkeld is voor de aansturing van beamers. Daarbij worden microscopisch kleine spiegeltjes micro-elektromechanisch aangestuurd en bepalen zo of het licht van een lamp naar het projectiescherm wordt gestuurd of niet. Bij DLP printing wordt, net als bij SLA, een fotopolymeer gebruikt, maar als lichtbron wordt een beamer gebruikt (■fig. 2.11). Het fotopolymeer bevindt zich in een transparante container, die aan de onderzijde door de beamer wordt belicht. Dat veroorzaakt technisch een aantal problemen, maar die blijken in de praktijk eenvoudig op te lossen. Zo zal de lichtsterkte in het midden van de container maximaal zijn en naar de randen toe zal de intensiteit afnemen, maar dergelijke effecten zijn eenvoudig te compenseren.

DLP-machines worden sinds 2002 door het Duitse bedrijf Envisiontec geproduceerd. Omdat er natuurlijk veel overeenkomsten met SLA zijn, is er een aantal schikkingen getroffen met 3D systems over het toepassen van de technologie (■fig. 2.12).

Het voordeel van DLP is, dat het veel goedkoper is dan een proces als SLA, terwijl het wel een hoge resolutie heeft van de geproduceerde objecten. Een nadeel is dat de afmetingen van de objecten die geproduceerd kunnen worden met deze technologie beperkt zijn.

2.3 · 3D-printen: materialen



■ **Figuur 2.11** Een 'Digital Light Processing' printer is feitelijk een omgekeerde SLA-machine met een veel goedkopere lichtbron. a Onder een glasplaat wordt het masker van de verschillende lagen geprojecteerd met een projector. b Op de glasplaat wordt een doorzichtig reservoir geplaatst met een fotopolymeer. c Door het model uit de vloeistof te trekken, terwijl aan de onderzijde nieuwe lagen worden uitgehard, groeit het model



■ **Figuur 2.12** Het met een DLP-printer geproduceerde model wordt, in vergelijking met SLA, omgekeerd geproduceerd en wordt als het ware uit de container met fotopolymeer 'getrokken'

2.3 3D-printen: materialen

Iedere technologie is gebonden aan bepaalde materialen en elk materiaal heeft voor- en nadelen in het gebruik. Bij FDM wordt meestal gebruikgemaakt van PLA of ABS, maar die producten kunnen niet geautoclaveerd worden vanwege hun smeltpunt. PLA is wel een biocompatibel materiaal, dat gebruikt wordt in oplosbare biomaterialen zoals hechtmaterialen en botplaten. Dat betekent niet direct dat



■ **Figuur 2.13** Met behulp van uitbrandbare materialen voor DLP of Jetted Photopolymer printers kunnen kronen of frames geproduceerd worden (afbeeldingen beschikbaar gesteld door Envisiontec)

producten die thuis geproduceerd zijn, ook daadwerkelijk geïmplantéerd mogen worden, omdat daarvoor aanvullende regels gelden. Bij FDM kan ook nylon worden toegepast, wat door zijn hogere smeltpunt wel geautoclaveerd kan worden, maar dan moet de FDM-machine wel over een speciale printkop beschikken die deze hogere temperatuur kan leveren.

SLA en DLP en Jetted Photopolymer zijn gebonden aan fotopolymere en uit de geprinte objecten kunnen nog niet-gepolymeriseerde monomeren vrijkomen. Dit is deels te ondervangen door de objecten na het produceren nogmaals uit te harden in een belichtingskast (nabelichten) en dat is ook een standaardnabehandeling bij alle fotopolymeer gebonden technologieën. Voor DLP en Jetted Photopolymer zijn ook uitbrandbare fotopolymere beschikbaar, die kunnen worden gebruikt als basis voor het produceren van metalen kronen of frames volgens de verloren-wasmethode (►fig. 2.13).

Powderbed printing is gebonden aan de eigenschappen van het poeder en de binder en het is met de huidige 3D-poeder/binderprinters niet mogelijk om eigen combinaties van poeder en binder te gebruiken, vanwege hardware-matige instelling in de printer. Op dit moment zijn er geen biocompatibele poeder/bindercombinaties beschikbaar.

Voor SLS zijn wel biocompatibele poederdeeltjes verkrijgbaar, waarvan het meest bekende het polyetheretherketone (PEEK-)poeder is, dat inmiddels bij verschillende fabrikanten verkrijgbaar is (►<https://invibio.com/dental>) en dat gebruikt kan worden voor het produceren van cranioplastie-implantaten (schedelplaten) (O'Reilly et al. 2015). Ook polyetherketoneketone (PEKK) wordt inmiddels gebruikt om dergelijke implantaten te produceren met behulp van SLS (►<http://www.oxfordpm.com/cm-f-orthopedics>).

2.3.1 Ondersteuningsmaterialen

Een van de problemen bij 3D-printen is dat bij het laagsgewijs produceren van een object sommige delen ondersteund moeten worden tijdens het opbouwen van de



■ **Figuur 2.14** Een premolaar driedimensionaal geprint op ware grootte. Een groot deel van het geprinte model bestaat uit ondersteunende staafjes: ondersteuningsmateriaal. Dit materiaal is nodig om overhangende delen te ondersteunen bij het opbouwen van de lagen

lagen. Dit is vergelijkbaar met het bouwen van een huis, waarbij tijdens de bouw bepaalde delen, zoals een balkon, moeten worden ondersteund, totdat alle bouwmaterialen volledig zijn uitgehard (■ fig. 2.14). Bij 3D-printen gebeurt dit ook en na de productie moet de ondersteuning van het model ('ondersteuningsmateriaal') worden verwijderd. Afhankelijk van het model, kan dat veel werk betekenen als er veel ondersteuningsmateriaal aanwezig is. Om dat proces te vereenvoudigen, is er voor FDM-printers speciaal ondersteuningsmateriaal ontwikkeld dat oplosbaar is in water of in een speciaal oplosmiddel. Dergelijk ondersteuningsmateriaal kan alleen worden gebruikt als het mogelijk is met die specifieke printtechnologie verschillende materialen tegelijk te gebruiken. Ook voor Jetted Photopolymer printers bestaat sinds 2015 een oplosbaar ondersteuningsmateriaal.

2.4 Toepassingen in de patiëntenbehandeling

Voor medische en tandheelkundige toepassingen wordt 3D-printen al gebruikt voor de productie van gebitsmodellen als onderdeel van het opstellen van een behandelplan of voor de productie van een prothetische of orthodontische oplossing. Verder wordt het gebruikt voor de productie van anatomische modellen op basis van CT- en MRI-datasets en voor de productie van 'guides' voor implantologie of operaties. Voor de meeste toepassingen is het niet noodzakelijk, dat het product biocompatibel is en gelukkig maar, want het aantal biocompatibele materialen voor 3D-printen is nog maar klein.

Er zijn verschillende gradaties biocompatibiliteit die van elkaar worden onderscheiden. Globaal gesproken houdt de laagste graad van biocompatibiliteit in dat het materiaal langdurig in contact met de huid mag worden gebracht. De volgende gradatie houdt in dat het materiaal langdurig in de mond mag worden toegepast en de laatste gradatie houdt in dat het materiaal mag worden geïmplant in het lichaam.

Op dit moment is er een aantal materialen die in de mond mogen worden toegepast. Zo heeft DSM Somos een fotopolymeer voor SLA dat in de mond mag worden toegepast: BioClear (►http://www.dsm.com/products/somos/en_US/offerings/offerings-somos-bioclear.html). Verder heeft het Duitse bedrijf Dreve het product FotoDent denture, dat gebruikt kan worden om een prothesebasis te produceren met een DLP-machine (►<http://dentamid.dreve.de/en/products/cad/fotodent-denture/>). Als laatste heeft het Nederlandse bedrijf NextDent een hele groep producten ontwikkeld voor 3D-printen (DLP), speciaal voor het gebruik in de tandheelkunde (►<http://nextdent.com/>).

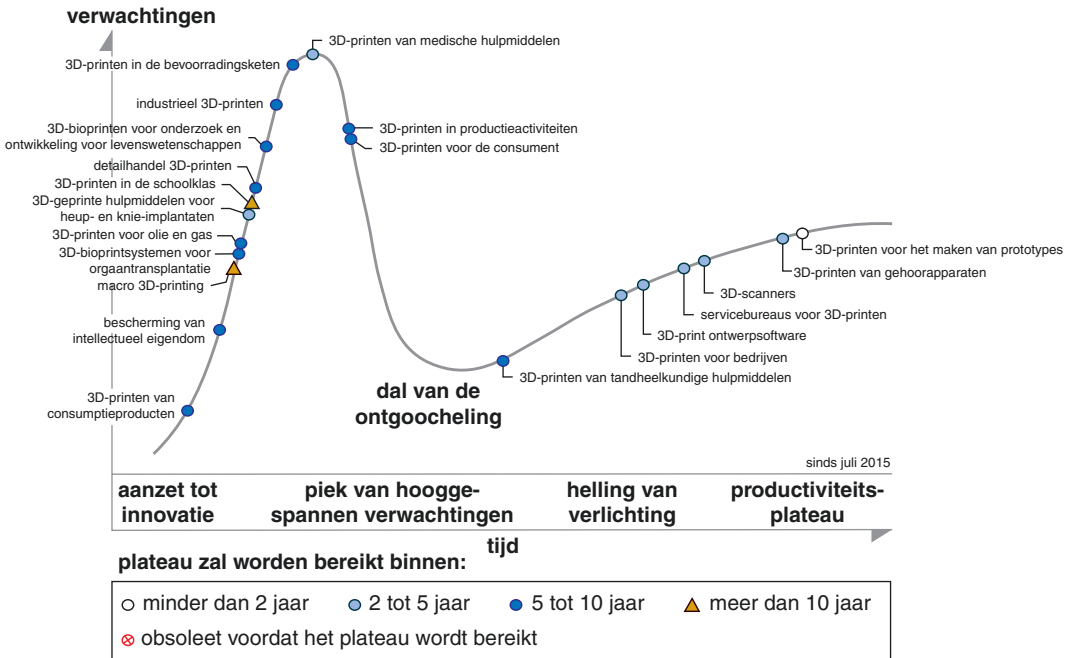
2.5 Toepassingen in het onderzoek

Er wordt veel onderzoek gedaan naar nieuwe materialen voor 3D-printen en ook naar biocompatibele materialen voor 3D-printers. Een van de ontwikkelingen is een biocompatibel materiaal dat tevens antibacteriële eigenschappen heeft (Yue et al. 2015). Voor de tandheelkundige producten zou dat ideaal zijn, omdat daarmee prothetische oplossingen kunnen worden geproduceerd waarop minder bacteriën hechten, waardoor de kans op gerelateerde problemen, als cariës en parodontitis, kleiner wordt. Het zal nog wel enige tijd duren, voordat deze ontwikkeling commercieel verkrijgbaar is.

2.6 Toekomstige ontwikkelingen en uitdagingen

Het is duidelijk dat 3D-printers een grote rol zullen gaan spelen in de tandheelkundige behandelingen en de verwachtingen zijn dan ook hooggespannen. Dat wordt ook duidelijk in de *Hype Cycle* van Gartner, een grafisch verwachtingen-overzicht uit de IT-wereld, dat ieder jaar wordt gepubliceerd (►fig. 2.15). Daaruit wordt duidelijk hoe de integratie van nieuwe technologie in de maatschappij verloopt. Gartner concludeert voor 2015 dat de medische toepassingen vooroplopen in de toepassing van 3D-printtechnologie (►<http://www.gartner.com/newsroom/id/3117917>). De prijs van veel 3D-printers is enorm gezakt, mede door de grote concurrentie, wat introductie in de markt zeker ten goede komt.

Er zijn nog de nodige technische problemen die moeten worden overwonnen om de technologie stevig in de tandheelkunde geïntegreerd te krijgen. Ten eerste moeten er meer biocompatibele materialen komen met verschillende mechanische en esthetische eigenschappen om de huidige (chemisch hardende) tandheelkundige kunststoffen te kunnen vervangen. Ten tweede moeten er eenvoudige en goedkope softwareapplicaties komen die ontwerpen en produceren van prothetische oplossingen mogelijk maken. Ten derde dienen de 3D-printers sneller te worden in hun productieproces. Op dit moment duurt de productie en



Figuur 2.15 De Hype Cycle van Gartner, zoals deze in 2015 gepubliceerd is, geeft de verwachtingen weer voor de verschillende toepassingen van 3D printing

de nabehandeling van veel objecten simpelweg te lang om de printers een duidelijke plek te geven in het tandheelkundig productieproces. Er zijn inmiddels al wel 3D-printers bekend die theoretisch tienmaal zo snel kunnen produceren in vergelijking met de 'traditionele' 3D-printers. Helaas is nog niet bekend wanneer dergelijke 3D-printers commercieel beschikbaar komen.

Gezien de snelheid van de ontwikkelingen op het gebied van technologie, valt wel te verwachten dat binnen tien jaar in veel tandheelkundige praktijken een 3D-printer staat voor de productie van een of meer producten.

Literatuur en websites

- Deckard CR, Beaman JJ, Darrah, JF. Generic method for selective laser sintering with layerwise cross-scanning. US Patent 5155324, 1992.
- Feygin M, Shkolnik A, Diamond MN, Dvorskiy, E. Generic laminated object manufacturing system. US patent 5730817; 1998.
- Housholder RF. Molding process. US Patent 4247508; 1981.
- Kodama H. Automatic method for fabricating a three-dimensional plastic model with photo-hardening polymer. Rev Sci Instrum. 1981;52:1770-3.
- Mankovich NJ, Curtis DA, Kagawa T, Beumer J. Comparison of computer-based fabrications of alloplastic cranial implants with conventional techniques. J Prosthet Dent. 1986;55(5):606-9.
- O'Reilly EB, Barnett S, Madden C, Welch B, Mickey B, Rozen S. Computed-tomography modeled polyether ether ketone (PEEK) implants in revision cranioplasty. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 2015;68(3):329-38.
- Yue J, Zhao P, Gerasimov JY, Lagemaat M van de, Grotenhuis A, Rustema-Abbing M, et al. 3D-Printable antimicrobial composite resins. Adv Funct Mater. 2015;25:6756-67.

- ▶ <http://www.me.utexas.edu/news/news/selective-laser-sintering-birth-of-an-industry>.
- ▶ <https://invibio.com/dental>.
- ▶ <http://www.oxfordpm.com/cmf-orthopedics>.
- ▶ http://www.dsm.com/products/somos/en_US/offerings/offerings-somos-bioclear.html.
- ▶ <http://dentamid.dreve.de/en/products/cad/fotodent-denture/>.
- ▶ <http://nextdent.com/>.
- ▶ <http://www.gartner.com/newsroom/id/3117917>.

Het tandheelkundig jaar 2017

Aps, J.K.M.; De Bruyne, M.A.A.; Jacobs, R.; van der Meer, J.; Nienhuijs, M.E.L.; Boxum, S.C. (Eds.)

2016, XII, 307 p., Hardcover

ISBN: 978-90-368-1029-6