

Anders Berglund, Harald Gjengedal, Marit Øilo

Nyt om materialer og metoder ved aftagelige proteser

En oversigtsartikel

Der er stadig en hel del patienter, som er afhængige af aftagelige proteser for at kunne genoprette deres funktionelle og æstetiske behov i kortere eller længere tid. Denne patientgruppe er typisk ældre og mere syg end den generelle befolkning og dermed ofte vanskeligere at behandle uden komplikationer. Der er en række mulige komplikationer forbundet med de materialer, som traditionelt benyttes, og dermed et stort ønske om at udvikle bedre, billigere og mere funktionelle materialer. Denne artikel præsenterer nye, alternative materialer til brug i aftagelige proteser.

Behandling med aftagelige proteser er kompliceret og ofte forbundet med komplikationer af både biologisk og mekanisk karakter. Patienten kan få allergiske reaktioner, biofilmrelaterede infektioner eller mekaniske gnavesår fra de akrylater (polymetylmetakrylat (PMMA)) og metaller, som benyttes (1–6). Nogle patienter vænner sig aldrig helt til at have dette stive og hårde “fremmedlegeme» i munden, selv om de mangler mange tænder og savner både tyggefunktion og æstetik (7). De patienter, som er protesebærere i Norden i dag, er desuden ofte gamle og som regel stærkt medicinerede på grund af forskellige medicinske tilstande. Dette gør dem mere udsatte for komplikationer på grund af mundtørhed, nedsat funktion, nedsat evne til egenomsorg og svækket immunforsvar (8). Desuden er der stor risiko for, at små komplikationer kan give mere generelle gener og systemiske infektioner, som fx generel Candida-infektion eller

luftvejsinfektioner fra orale bakterier (9,10). Patienterne har ofte lav betalingsevne og kan opleve det som traumatisk at skulle gennemgå en omfattende behandling med mange tandlægebesøg.

I den senere tid er der fremkommet en del nye materialer, som har til formål at gøre behandlingen enten enklere, trykligere eller billigere. Fleksible materialer som protesematerialer er et alternativ, som er udviklet med henblik på at forbedre komforten og reducere frakturrisikoen, og som desuden til en rimelig pris kan retinere i underskæringer uden brug af metal. Fræsbare akrylater er introduceret med henblik på at forøge præcisionen, reducere komplikationer forbundet med uhærdet monomer i akryl, reducere biofilmproblemet samt at kunne benytte sig af digitale aftryk. Alternative metaller eller fremstillingsteknologier til metalskeletter udforskes med henblik på at reducere omkostningerne, forøge præcisionen og gøre fremstillingen enklere eller bedre samt reducere potentialet for allergier. Fælles for alle disse materialer er, at de er relativt dårligt dokumenteret både med hensyn til mekaniske og biologiske egenskaber, og især med henblik på klinisk funktion og overlevelse.

Historik

Kunstige tandproteser har været anvendt i mindst 4.000–5.000 år (11). De tidligste delproteser var fremstillet af elfenben, sten eller tandkroner, som var skilt fra rødderne og efterfølgende fikseret til nabotænderne med tråde af guld eller andet materiale. Helproteser blev fremstillet af træ, elfenben eller kombinationer af forskellige materialer. De tjente oprindeligt kun æstetiske formål og kunne ikke bruges til at tygge med. Den første kendte delprotese i ben, som blev skå-

Forfattere

Anders Berglund, universitetslektor, ph.d. Institutionen för odontologi, Umeå Universitet, Sverige

Harald Gjengedal, førsteamanuensis, ph.d. specialist i oral protetikk, Institutt for klinisk odontologi, Det medisinsk-odontologiske fakultet, Universitetet i Bergen, Norge

Marit Øilo, førsteamanuensis, ph.d., specialist i oral protetikk, Institutt for klinisk odontologi. Det medisinsk-odontologiske fakultet, Universitetet i Bergen, Norge

Først publisert i Tandlægebladet 2016; 120; No 12.

Hovedbudskap

- Der findes en række alternative materialer til helproteser og delproteser, som kan benyttes ved behandling af patienter med særlige behov.
- Sådanne materialer omtales i denne oversigtsartikel..



Figur 1. Historisk protese: Helprotese fremstillet omkring år 1900. Protesebasis er i hamret aluminium med porcelænstænder, som er fæstnet til basis med lodning. Foto: M. Øilo, protesen er fremstillet af hendes oldefar.

ret til for at kunne passe i et hul i tandrækken, er beskrevet i litteratur fra 1711. Proteserne var på den tid groft udskåret med mangelfuld tandform; men dette ændrede sig med tandlægen Fauchards nye design af delproteser i 1728 (12). Fauchard beskrev anvendelsen af barrer, som sammenkoblede de bilaterale tanderstatninger i en delprotese, og han anvendte både labiale og lingviale barrer i sine konstruktioner, som i begyndelsen blev holdt på plads af fjedre. I begyndelsen af 1730'erne opfandt tandlægen Mouton en metode til at fæstne delproteser til nærliggende tænder ved hjælp af en guldbøjle (13). Protoserne beskadigede ofte den marginale gingiva, når protesen bevægede sig mod underlaget ved tygning, hvilket førte til opfindelsen af okklusalstøtten i 1817. I 1820'erne blev både barrer, okklusalstøtter og retentionsklammere anvendt i delproteserne. Hyppige konsekvenser af brugen af delproteser var forøget tandmobilitet, udbredt caries og slitage på støttetænderne, da pasformen på delproteserne oftest var ussel. For at forbedre pasformen begyndte man at fremstille protoserne i separate segmenter, som blev sat på plads i munden og taget ud i et loddeaftryk, hvorefter delene blev loddet sammen. Støbning af protoser til en hel kæbe i ét stykke blev introduceret i 1920'erne, og på den tid anvendte man oftest guldlegeringer. Kobolt-krom-legeringer til støbning af delproteser kom i 1930 og har siden da været førstevalget ved fremstilling af stel (skjelett) til delproteser på grund af deres lave pris og fremragende mekaniske egenskaber (14). Lelegeringerne består hovedsagelig af kobolt (ofte 55–65 vægtprocent) og krom (op til 30%), men efterhånden også mindre andele af molybdæn, kulstof, wolfram, aluminium og nikkel (15). De guldlegeringer, som man tidligere anvendte, blev slået ud af kobolt-krom-legeringerne (CoCr), da disse er hårdere og stivere og som regel ikke korroderer nævneværdigt. Guldlegeringerne er desuden væsentlig dyrere end CoCr-legeringerne (16).

Helproteser blev efterhånden fremstillet i mere bestandige materialer end træ og dyretænder, som fx porcelæn fra slutningen af 1700-tallet, ebonit (vulkaniseret gummi) fra midten af 1800-tallet, og til slut akrylater, som vi kender dem i dag fra

begyndelsen af 1900-tallet (11). Basismaterialer i støbt eller hamret tin, guld eller aluminium med påloddede porcelænstænder var også et alternativ i 1800-tallet for dem, der ikke havde adgang til ebonit (Figur 1). Udviklingen af nye materialer til hel- og delproteser pågår stadig.

Fleksible protesematerialer

Proteser af polyamid (nylon) blev først introduceret omkring 1950 som et materiale med øget komfort og lavere frakturrisiko end konventionelle protoser. Materialet mistede hurtigt sin popularitet, da det havde stort vandoptag og dermed hastigt mistede både form og farve (17,18). En ny og forbedret version af polyamid blev reintroduceret omkring år 2000. Disse produkter promoveres nu som «allergifrie» eller «monomerfrie» alternativer til akryl (fx Valplast, Breflex og Lucitone). Polyamid benyttes fortrinsvis til partielle protoser, hvor hele protesen fremstilles i samme materiale (Figur 2). Eftersom materialet er fleksibelt, kan det retinere i underskæringer på tænder uden brug af metal. Mekanisk er polyamid væsentlig svagere end PMMA (19–21). Der er formentlig store forskelle mellem de forskellige polyamidmaterialer, da nogle anbefales til langtidsbrug, mens andre kun anbefales til korttidsbrug (22). Det er småt med klinisk dokumentation; men enkelte små undersøgelser og kaserapporter tyder på stor grad af patienttilfredshed (23–29). Der foreligger ingen studier med opfølgningstid ud over et år, og populationerne er som regel relativt raske patienter med god mundhygiejne. Desværre er størstedelen af den basale dokumentation på japansk og dermed noget vanskelig at vurdere kritisk. Samtlige kliniske studier finder en forøget risiko for plakansamling på grund af stor udstrækning af retentionselementerne og det faktum, at protesen omslutter overgangen mellem tand og gingiva. Endvidere påpeger de, at manglen på okklusale støtter øger risikoen for nedsynkning i gingiva. Fleksible materialer benyttet i kombination med metalstel kan være et godt alternativ, som dog indtil videre er sparsomt udforsket (24). Metalstellet giver stabilitet og okklusalstøt-



Figur 2. En typisk polyamidprotese: Bemærk at retentionsdelen er relativt stor, og at protesen dækker overgangen mellem tand og gingiva. Protesen mangler okklusale støtter og kan dermed synke frit ned i gingiva ved tyggebelastning. Foto: Heraeus Kulzer.

ter, som hindrer nedsynkning, mens polyamid benyttes til æstetiske bukkale retionselementer (Figur 3).

Fræsbare protesematerialer

CAD/CAM-fremstilling af dentale restaureringer begyndte i 1980'erne, da Andersson introducerede sin Procera teknik (30). Men det var først sent i 90'erne, at fræsede aftagelige proteser kom på banen, da en japansk gruppe publicerede en metode til at fræse en kopi af en færdig protese (31). Dermed startede en proces, hvor fremstilling af helproteser skulle kunne foretages digitalt og fræses fra en færdig akrylblok for at undgå de mekaniske og biologiske ulemper, man ser ved traditionel støbning af PMMA protesebasis (Figur 4).

Protesematerialet, som blev brugt ved fræsning, er injektionsstøbt under tryk og skal ifølge producenten have mindre restmonomer, mindre porøsitet og bedre mekaniske egenskaber end traditionelt støbt PMMA. Desuden hævdes det, at den kompakte akryl er mindre adhærerende for bakterier og Candida-arter; men biologiske egenskaber som Candida-adhæsion eller bakteriekolonisering er ikke tilstrækkelig dokumenteret. Der er ingen kliniske studier, som viser, om materialeegenskaberne ved fræset protesebasis er lige så gode som eller eventuelt bedre end ved traditionel proteseffremstilling; men det forventes, at nye forskningsresultater vedrørende de fræsede akrylats materialeegenskaber vil blive publiceret i nær fremtid (32).

Ved traditionel støbning af PMMA skrumper materialet. Dette kan medføre problemer med tilpasningen til proteseunderlaget og med okklusal præcision efter polymerisering. Ved fræsning af en færdig akrylblok undgår man denne skrumpning. En laboratorieundersøgelse viser, at tilpasningen til underlaget er bedre ved proteser, der er fremstillet med CAD/CAM, end ved andre traditi-



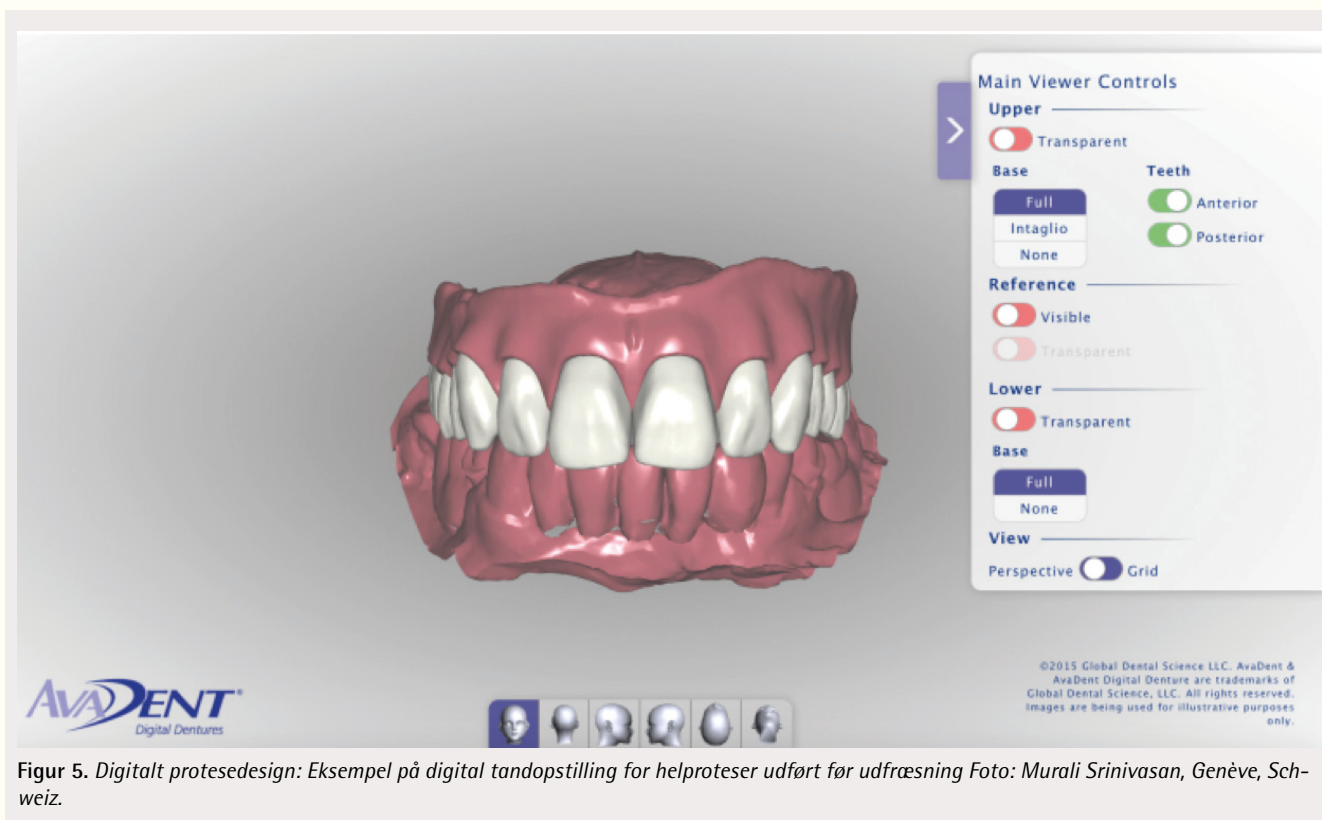
Figur 3. Kombination af metal og fleksibelt protesemateriale kan give stabile proteser med god æstetik Foto: Heraeus Kulzer.

onelle teknikker (33). Dermed undgår man formentlig problemer med tilpasning af nye proteser.

Ud over bedre materialeegenskaber er den kliniske procedure ved fremstilling af helproteser forenklet med færre kliniske seancer end ved sædvanlig proteseffremstilling (32,34). Ved CAD/CAM-fremstilling af et sæt helproteser i over- og underkæben vil der være to seancer i modsætning til mellem fire og syv seancer ved traditionel proteseffremstilling. Den kliniske procedure er bestemt af producenten og kan ikke fraviges (35). Den kliniske procedure er ikke enklere, selv om den er skåret ned til to seancer. I princippet skal alle kliniske data såsom kæbekammens form, funktionelt proteserum, sammenbid og tandopstilling med form og farve bestemmes i første seance. Det er en kombination af funktionsaftryk, bidregistrering og æstetisk vurdering. Alt bliver scannet med laboratoriescanner og sendt til producenten digitalt. Ved anden seance bliver protesen udleveret og tilpasset. Mellem disse seancer har tandlægen derimod lidt arbejde. Laboratoriet laver et forslag til tandopstilling baseret på indsendte 3-d-filer,



Figur 4. Fræset PMMA: Protesebasis som er fræset ud af en præpolymeriseret akrylblok. Protisetænderne limes fast efterfølgende Foto: Murali Srinivasan, Genève, Schweiz.



Figur 5. Digitalt protesedesign: Eksempel på digital tandopstilling for helproteser udført før udfræsning Foto: Murali Srinivasan, Genève, Schweiz.

og tandlægen får en virtuel prøveopstilling fremsendt, som kan justeres efter eget ønske (Figur 5). Det er enkelt at flytte en tand i opstillingen, da alle andre tænder justerer sig efter den ene tand, som er blevet flyttet. Her kommer alle digitale muligheder til udfoldelse; man kan se tænder alene, kæben alene, protesebasis alene, halve kæber eller segmenter af tandgrupper. Tandopstilling bliver som en leg. Det kan synes enkelt, men det er en betydelig større udfordring at fremstille helproteser end faste restaureringer ved hjælp af CAD/CAM. Ved helproteser skal man kopiere, overføre og tilpasse protesebasis, blødtvæv, funktion og blødtvævsstøtte i en protese til patientens mund og ansigt. Det

stiller store krav til tandlægens kliniske evner, både teknisk og kunstnerisk. Dette er nok en af grundene til, at CAD/CAM-fremstilling af helproteser ikke helt er slået igennem endnu. I USA er under 10% af proteserne, som bliver produceret ved universiteterne, fremstillet ved CAD/CAM-teknik (36). Trods dette ser det ud til, at patienterne foretrækker den CAD/CAM-fremstillede protese frem for den støbte, og også de studerende foretrækker den digitale metode frem for den traditionelle (37).

Der findes flere systemer for CAD/CAM-fremstilling af proteser på markedet i dag; AVADENT og DentCa er to af de etablerede systemer (38). De to systemer er vidt forskellige; AVADENT



Figur 6. Fræset helprotese: En færdig protese fremstillet med fræseteknik. Tænderne er limet på, efter at fræsningen er gennemført Foto: Murali Srinivasan, Genève, Schweiz.



Figur 7. PEEK i partiel protese: Proteseskelettet er fremstillet i polyetheretherketone (PEEK); men synlige partier er dækket med en kompatibel resin.

benytter fræsning, mens DentCa benytter «rapid prototyping» additionsteknik til at fremstille en try-in protese, som derefter fremstilles traditionelt ved at støbe en kopi. AVADENT kan fræse en protesebasis, som tænderne limes fast på, eller en monolitisk protese, hvor hele protesen med tænder er fræset ud af en blok (Figur 6). En testversion af et nyt tysk system (Wieland Dental Digital Denture system) blev brugt i et klinisk pilotstudie, hvor fem patienter fik fremstillet både en CAD/CAM-fræset protese og en injektionsstøbt protese baseret på de samme digitale registreringer (39). Der var ingen væsentlige forskelle mellem metoderne med hensyn til pasform og okklusion, og det æstetiske resultat blev bedømt som særdeles godt ved begge metoder.

Polyetheretherketone

Polyetheretherketone (PEEK) er en syntetisk, tandfarvet polymer, som har været meget brugt i ortopædisk sammenhæng, fordi de mekaniske egenskaber ligner egenskaberne ved knogle (40). De mekaniske egenskaber medfører også, at PEEK har mange mulige anvendelsesområder inden for odontologien, bl.a. inden for både fast og aftagelig protetik (41,42). Materialet er biokompatibelt, har lav specifik vægt og er let at bearbejde (40). Til aftagelige helproteser er materialet anvendt som protesebasis, og til aftagelige partielle proteser er det også brugt som skelet med alle retinerende og støttende elementer (Figur 7). Der er publiceret kasusrapporter, men ingen kliniske studier, som omhandler PEEK ved aftagelige proteser (43,44). Materialets gode egenskaber og muligheden for at justere egenskaberne til specielle krav gør derimod, at PEEK i fremtiden højst sandsynligt vil finde udbredt anvendelse i aftagelige proteser.

Metallegeringer til delproteser

I dag findes der på markedet for fremstilling af delproteser ud over Co-Cr-legeringer også legeringer bestående af Co-Cr-Ni, Ni-Cr, titanium (Ti) og «Commercially pure» titanium (CP Ti) (45). Man begyndte at støbe med titanium i 1990'erne; men i begyndelsen var der store problemer med støbeteknikken. Anvendelsen af nikkelholdige legeringer er meget begrænset i Norden pga. risikoen for udvikling af kontaktallergi mod nikkel. Anvendelsen af titanium eller titaniumlegeringer i delproteser er begrænset, men anvendes bl.a. på patienter med kontaktallergier mod kobolt, palladium og guld (46). De støbelegeringer, som i dag hovedsagelig anvendes i stel til delproteser, er Co-Cr-legeringer og CP titanium eller titaniumlegeringer, og vi skal nu se nærmere på deres egenskaber.

Porositeter

Forekomsten af porositeter i circumferente klammere af titanium er undersøgt efter støbning med forskellige støbeteknikker. Man fandt, at støbeteknikken (47) og placeringen af støbekanalerne påvirkede forekomsten af porositeter (48). Resultaterne i en anden undersøgelse indikerede, at formen på kanalerne påvirkede dannelsen af porer, idet kurvede støbekanaler gav lavere antal porositeter i circumferente klammere end lige (rette) kanaler (49). Støbningen er således en følsom proces.

Man har også undersøgt forekomsten af porer i stelkonstruktionen efter støbning i CP Ti. En meget erfaren tandtekniker støbte 300 delprotesestel i CP Ti, og disse blev røntgenundersøgt for forekomst af porer. Baseret på antal, størrelse og placering af porerne blev stellerne bedømt som teknisk anvendelige til klinisk brug, teknisk anvendelige efter modifikation med lasersvejsning eller uanvendelige, som måtte omlaves. I alt 97 % af stellerne blev bedømt som teknisk anvendelige til klinisk brug, heraf 83 % uden justering og 14 % efter justering med lasersvejsning (50).

Retention

Støbemetoderne har vist sig at kunne påvirke retentionskraften i klammerne, når man støber CP Ti (47). I en undersøgelse af Bridgeman et al. (51) støbtes circumferente klammere af CP Ti, Ti-6Al-4V og en CoCr-legering. For at simulere klinisk brug blev de sat på og taget af kunstige tænder med underskæringer på 0,25 og 0,75 mm. På tænderne med 0,75 mm underskæring udviste CP Ti og Ti-6Al-4V mindre permanent deformation end CoCr efter tre års simuleret brug. I en anden undersøgelse af Rodrigues et al. (52) blev der støbt circumferente klammere af CP Ti og to CoCr-legeringer, og disse blev sat på og taget af kunstige tænder svarende til fem års klinisk brug. To underskæringer på 0,25 og 0,50 mm blev undersøgt. Ca. 20% af støbningerne i Ti udviste porer, medens man ikke fandt nogen støbefejl hos støbningerne i CoCr. Klammerne i CP Ti havde dårligere retention end CoCr-legeringerne ved både 0,25 og 0,75 mm underskæring (undersnitt). Der sås ingen frakturer af nogen af materialerne efter belastning svarende til fem års brug.

I et studie af Vallittu og Kokkonen undersøgte man udmattingsholdbarheden ved klammere til delproteser, som var støbt i fem kobolt-krom-legeringer, en CP Ti, en titaniumlegering (Ti-6Al-4V) og en guldlegering type IV (53). Klammerne blev belastet cyklisk for at simulere indsættelse og udtagning af proteserne, og man beregnede det gennemsnitlige antal belastninger, som skulle til for at fremkalde en udmattingsfraktur. For de forskellige CoCr-legeringer krævedes i gennemsnit 22 000–29 600 nedbøjninger, for CP Ti 4 500, for Ti-6Al-4V 20 000 og for guldlegeringen ca. 21 000 nedbøjninger. Aktivering af en klammer med 0,5 mm forøgede udmattingsholdbarheden for alle materialer undtagen for CP Ti og Ti-6Al-4V, hvor holdbarheden mindskedes.

Klammere blev fremstillet i CoCr, Ni-Cr-Ti og CP Ti på delproteser, og retentionsstyrken blev testet på modeller af en patient, som havde en teleskopinderkrone på -3, manglede -4 og -5 og havde klammer på den tilstedeværende -6. Der fandtes ingen signifikant forskel mellem CoCr og Ni-Cr-Ti (5,6 hhv. 6,3 N); men retentionsstyrken var signifikant højere for begge legeringer sammenlignet med CP Ti (3,5N). De to førstnævnte kunne anvendes både ved underskæring (undersnitt) på 0,25 og 0,75 mm, medens retentionsstyrken for CP Ti mindskedes med gentagne aftagninger, og man anslog, at de løb en substantiel risiko for fraktur ved underskæring på denne størrelse. De Ti-baserede legeringer er produceret med henblik på at klare større underskæringer end CoCr. Resultaterne forklares med, at CP Ti og Ti-lege-

ringer har lavere elasticitetsmodul og større fleksibilitet end CoCr- og NiCr-legeringer (54).

Kliniske studier

Der er publiceret sammenlignende undersøgelser af delproteser i kobolt-krom og titanium. I en undersøgelse af Au et al. fremstillede tandlægestuderende under vejledning 23 delproteser i CP Ti og 31 i CoCr (16). Patienterne blev fulgt igennem 24 måneder efter aflevering af proteserne. Der blev ikke fundet signifikante forskelle i typen af fejl efter de første 12 måneder, bortset fra at akrylatet signifikant hyppigere løsnedes fra metalskelettet ved Ti-konstruktionerne.

Fremtiden

I en undersøgelse af Kattadiyil et al. anvendte man intraoral scanning til at tage aftryk af kæber med mellemrum, hvor der skulle placeres delproteser (55). Man designede stellet ved hjælp af CAD og printede derpå i 3-d et forlæg i resin på det færdige stel. Dette kunne man så prøve og tilpasse i munden på patienten, inden plastskelettet blev indlejret i stedet for en konventionel opmodellering. Derefter blev forlægget brændt ud, og man støbte et færdigjusteret stel i CoCr-legering.

Konklusion

Der sker en kontinuerlig udvikling inden for dentalmaterialer, og fremstillingsteknologien for dentale proteser er også forbedret, så fremtiden vil sikkert give os både bedre materialer og bedre tekniske løsninger, end vi har i dag. Der er flere nyskabelser på markedet i dag med stort potentiale for yderligere udvikling. Selv om nye materialer ikke er fuldt gennemprøvede, kan det være hensigtsmæssigt at forsøge sig med alternativer ved behandling af patienter med særlige problemer eller behov. Det er i så fald særlig vigtigt at overvåge disse patienter grundigt og rapportere til producent og myndigheder, hvis der opstår uønskede bivirkninger eller komplikationer.

Sammenfattende kan titanium med fordel anvendes på patienter, som har en påvist eller mistænkt kontaktallergi mod bestanddele i de kobolt-krom-legeringer, som stadig må betragtes som førstevalg. Ulemperne ved titanium og titaniumlegeringer er, at delproteser er vanskelige at støbe, slibe og polere, og at klammerne mister en del af deres retentionsstyrke med tiden, og at denne ikke kan reetableres ved at stramme klammerne, hvilket tværtimod reducerer retentionsstyrken. Titaniumstøbningen har også en initialt høj fremstillingspris. Pasformen på det færdige produkt er ikke dårligere end for andre legeringer; men støbningen skal ske under optimale forhold for at undgå dannelse af porositeter. Stellet (skjelettet) skal være så kraftigt dimensioneret, at det ikke deformeres, da titanium er mere fleksibelt end CoCr-legeringer.

English abstract

Berglund A, Gjengedal H, Øilo M.

News about materials and methods for removable dentures

Nor Tannlegeforen Tid. 2017; 127: 608–14

Quite a large group of the population still depends on removable dentures for their comfort, aesthetic and oral function. This group of patients is often older, frailer and therefore more susceptible to complications than the general population. There are a series of common complications associated with the traditional materials used for removable dentures. The need for development of new, better, cheaper and more efficient materials is therefore great. This paper addresses the recent developments in this area.

Litteratur

1. St John KR. Biocompatibility of dental materials. *Dent Clin North Am.* 2007; 51: 747–60.
2. Ramage G, Tomsett K, Wickes BL et al. Denture stomatitis: A role for candida biofilms. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98: 53–9.
3. Fisher A. Denture sore mouth. *Cutis.* 1985; 36: 384,386.
4. Budtz-Jørgensen E. Oral mucosal lesions associated with the wearing of removable dentures. *J Oral Pathol.* 1981; 10: 65–80.
5. Weaver RE, Goebel WM. Reactions to acrylic resin dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 1980; 43: 138–42.
6. Lygre H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: A critical review of the clinical and research literature. *Acta Odontol Scand.* 2002; 60: 1–9.
7. Allen PF, McMillan AS. A review of the functional and psychosocial outcomes of edentulousness treated with complete replacement dentures. *J Can Dent Assoc.* 2003; 69: 662.
8. O'Reilly M. Oral care of the critically ill: A review of the literature and guidelines for practice. *Aust Crit Care.* 2003; 16: 101–10.
9. Seneviratne CJ, Jin L, Samaranyake LP. Biofilm lifestyle of candida: A mini review. *Oral Dis.* 2008; 14: 582–90.
10. Øilo M, Bakken V. Biofilmdannelse på orale proteser. *Nor Tannlaegeforen Tid.* 2012; 122:346–51.
11. Ring ME. *Dentistry: An illustrated history.* New York: Abrams, 1985; 319.
12. Waliszewski MP. Turning points in removable partial denture philosophy. *J Prosthodont.* 2010; 19: 571–9.
13. Manos N, Budney R. History in the making. Exploring the dentistry's roots can help us shape the profession's future. *Inside Dent Technol.* 2011; 2: 1.
14. Noort RV. *Introduction to dental materials.* 2nd ed. Edinburgh: Mosby, 2002; 298.
15. Henriques B. Bond strength enhancement of metal-ceramic dental restorations by fgm design. Portugal: Universidade do Minho, 2012.
16. Au AR, Lechner SK, Thomas CJ et al. Titanium for removable partial dentures (iii): 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme. *J Oral Rehabil.* 2000, 27, 979–85.
17. Hargreaves AS. Nylon as a denture-base material. *Dent Pract Dent Rec.* 1971; 22: 122–8.
18. Matthews E, Smith DC. Nylon as a denture base material. *Brit Dent J.* 1955; 98: 231–7.
19. Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H. Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol Scand.* 2011; 69: 75–9.

20. Yunus N, Rashid AA, Azmi LL et al. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil.* 2005; 32: 65–71.
21. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different pmma denture base materials. *J Prostodont.* 2012; 21: 173–6.
22. Berglund A. Så fungerar det medicintekniska regelverket. *Tandläkartidningen.* 2015; 4: 72–6.
23. Hundal M, Madan R. Comparative clinical evaluation of removable partial dentures made of two different materials in Kennedy applegate class ii partially edentulous situation. *Medical J Armed Forces India.* 2015; 71 (Supp 2): S306–12.
24. Ito M, Wee AG, Miyamoto T et al. The combination of a nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: A clinical report. *J Prosthetic Dent.* 2013; 109: 5–8.
25. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-part i: Definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prostodont Res.* 2014; 58: 3–10.
26. Singh K, Aeran H, Kumar N et al. Flexible thermoplastic denture base materials for aesthetic removable partial denture framework. *J Clin Diag Res.* 2013; 7: 2372–3.
27. Kalaskar R, Kalaskar A. Functional esthetic rehabilitation of a 7-year-female patient with hereditary ectodermal dysplasia using flexible denture. *Indian J Dermatol Venereol Leprol.* 2013; 79: 826–7.
28. Jain N, Naitam D, Wadkar A et al. Prosthodontic rehabilitation of hereditary ectodermal dysplasia in an 11-year-old patient with flexible denture: A case report. *Case Reports Dent.* 2012; 2012: 489769.
29. Singh JP, Dhiman RK, Bedi RP et al. Flexible denture base material: A viable alternative to conventional acrylic denture base material. *Contemp Clin Dent.* 2011; 2: 313–7.
30. Andersson M, Oden A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51: 59–64.
31. Kawahata N, Ono H, Nishi Y et al. Trial of duplication procedure for complete dentures by cad/cam. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 540–8.
32. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A et al. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent.* 2016; 10: 286–91.
33. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ et al. Comparison of denture base adaptation between cad/cam and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2016; 116: 249–56.
34. Torabi K, Farjood E, Hamedani S. Rapid prototyping technologies and their applications in prosthodontics, a review of literature. *J Dent. (Shiraz)* 2015; 16: 1–9.
35. Wimmer T, Huffmann AM, Eichberger M et al. Two-body wear rate of peek, cad/cam resin composite and pmma: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dent Mater.* 2016; 32: e127–36.
36. Fernandez MA, Nimmo A, Behar-Horenstein LS. Digital denture fabrication in pre- and postdoctoral education: A survey of U.S. Dental schools. *J Prostodont.* 2016; 25: 83–90.
37. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ et al. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *J Prosthet Dent.* 2015; 114: 818–25.
38. Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. Cad/cam complete dentures: A review of two commercial fabrication systems. *J Calif Dent Assoc.* 2013; 41: 407–16.
39. Schwindling FS, Stober T. A comparison of two digital techniques for the fabrication of complete removable dental prostheses: A pilot clinical study. *J Prosthet Dent.* 2016: Epub ahead of print.
40. Kurtz SM, Devine JN. Peek biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007; 28: 4845–69.
41. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera M et al. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014; 112: 680–2.
42. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M et al. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to peek. *Dent Mater.* 2010; 26: 553–9.
43. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z et al. Applications of polyetheretherketone (peek) in oral implantology and prosthodontics. *J Prostodont Res.* 2016; 60: 12–9.
44. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (peek) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *J Prostodont.* 2015: Epub ahead of print.
45. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection.* 4th ed. Chicago: Quintessence Publishing Co., 2008.
46. Oluwajana F, Walmsley AD. Titanium alloy removable partial denture framework in a patient with a metal allergy: A case study. *Br Dent J.* 2012; 213: 123–4.
47. Rodrigues RC, Faria AC, Orsi IA et al. Comparative study of two commercially pure titanium casting methods. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18: 487–92.
48. Baltag I, Watanabe K, Miyakawa O. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: Influence of sprue direction and diameter on porosity in simplified circumferential clasps. *Dent Mater* 2005; 21: 530–7.
49. Baltag I, Watanabe K, Kusakari H et al. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: Influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 151–8.
50. Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J Prosthet Dent.* 1971; 25: 44–56.
51. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK et al. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent.* 1997; 78: 187–93.
52. Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G et al. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 290–6.
53. Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent.* 1995; 74: 412–9.
54. Souza JE, Silva NR, Coelho PG et al. Retention strength of cobalt-chromium vs nickel-chromium titanium vs cp titanium in a cast framework association of removable partial overdenture. *J Contemp Dent Pract.* 2011; 12: 179–86.
55. Kattadiyil MT, Mursic Z, AlRumaih H et al. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent.* 2014; 112: 444–8.

Adresse: Marit Øilo, Årstadveien 19, NO-5009 Bergen, Norge.
E-post: marit.oilo@uib.no

Artikkelen har gjennomgått ekstern faglig vurdering.

Berglund A, Gjengedal H, Øilo M. Nyt om materialer og metoder ved aftagelige proteser. En oversigtsartikel. *Nor Tannlegeforen Tid.* 2017; 127: 608–14.