



MALMÖ HÖGSKOLA



Böjhållfasthet och ytabrasion hos polymerer beroende på tillverkningsteknik för bettskenor

Varmpolymerisat, fräsning och 3D-printing

Johanna Jakobsson

Sandra Larsson

Handledare: Lars Olsson

Examensarbete (15 hp)
Tandteknikerprogrammet
Maj, 2015

Malmö högskola
Odontologiska fakulteten
205 06 Malmö

Sammanfattning

Materialet för bettskenor måste vara starkt nog för att klara av de belastningar som det utsätts för under bearbetning och i dagligt bruk. Med nya tekniker som CAD/CAM är det möjligt att framställa bettskenor både genom fräsning och 3D-printing. Med dessa tekniker kommer nya material som måste uppfylla vissa krav som mekaniska egenskaper och nötning under kliniska förhållanden.

Syfte

Syftet med föreliggande studie var att undersöka och jämföra böjhållfastheten hos varmpolymeriserat, fräst och 3D-printat material för bettskenor före och efter termocykling samt mäta och studera ytstrukturen före och efter slitagetest.

Material och metod

Provkropparna utgjordes av FuturAcryl2000, BraTänder PMMA Splint och Biokompatibelt Polyjet Photopolymer MED610. Hälften termocyklades innan trepunktsböjhållfasthetstest. Resultatet analyserades med One-way ANOVA Tukey test och signifikansnivån sattes på $\alpha = 0.05$.

Provkropparnas ytstruktur studerades i mikroskop och AFM före och efter slitagetest. Resultatet var deskriptivt.

Resultat

En statistisk signifikant skillnad i böjhållfasthet kunde påvisas mellan samtliga materialgrupper. Det varmpolymeriserade och frästa materialet visade ingen signifikant skillnad före och efter termocykling. Det 3D-printade materialet visade en signifikant skillnad efter termocykling med lägst böjhållfasthet. Högst böjhållfasthet hade det frästa materialet.

I mikroskop uppvisade varmpolymeriserat och fräst material mest slitage av ytan. I AFM uppvisade alla ytor slitage i ytstrukturen, där varmpolymeriserat och fräst material hade mikrospar och det 3D-printade materialet hade en kornig yta.

Slutsats

Varmpolymeriserat och fräst material gav höga böjhållfasthetsvärden trots åldring. Det 3D-printade materialet uppfyllde inte kraven och lämpar sig därför inte som material för bettskenor.

Det blev ett slitage på alla ytor med olika utseenden.

Innehållsförteckning

Sammanfattning	2
Syfte	2
Material och metod	2
Resultat	2
Slutsats	2
Inledning	6
Bakgrund	6
TMD – Olika orsaker till behandling med bettskena	6
Stabiliseringsskena	6
Allergi	7
Framställning och tillverkningsmetod	7
Traditionell metod	7
Fräsning	8
3D-printing	8
Material	8
Varmpolymerisat	8
Fräst material	8
3D-printat material	9
Böjhållfasthet	9
Ytabrasion	9
Syfte	9
Frågeställning	9
Hypotes	9
Material och metod	10
Varmpolymerisat	10
Från platta till provkropp	10
Termocykling	11
Trepunktstest	11
Mikroskopi	12
Atomic Force Microscopy (AFM)	12
Slitagetest	12
Statistiska metoder	13
Resultat	14
Mikroskop	14
Ytanalyser med AFM före och efter slitage	15
Diskussion	18
Slutsats	22
Referenser	24
Övriga referenser	26
Slutord	28

Materiallista	30
Tabell 2. Använda material	30
Tabell 3. Apparatur.....	30
Bilaga 2	32
Bild 14. Provkroppar till trepunktsböjhållfasthetstest före termocykling	32
Bild 15. Provkroppar till trepunktsböjhållfasthetstest efter termocykling	32
Bilaga 3	34
Bild 16. Provkroppar till slitagetest.....	34
Bilaga 4	36
Bild 17. Specialtillverkad hållare i rostfritt stål.....	36

Inledning

Bakgrund

Genom åren har många ersättningar och alternativ för metylmetakrylat (MMA) utvecklats, trots det fortsätter materialet att vara ett av de mest använda inom tandvården på grund av sina materialegenskaper. Akryl är ett billigt material, lätt att hantera och har många användningsområden (1). Ett av användningsområdena för akryl är tillverkning av bettskenor som används som terapi för behandling av funktionella störningar i käken, så kallad temporomandibular dysfunktion (TMD) (2, 3).

Materialet för bettskenor måste uppfylla vissa krav som mekaniska egenskaper och nötning under kliniska förhållanden (3). Det traditionella tillvägagångsättet och tillverkning av bettskenor kan vara tidskrävande (2). Med den nya digitala tekniken är det möjligt att framställa bettskenor genom CAD/CAM teknik (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) som består av scanning, datordesignad konstruktion och maskinbearbetning. Fördelarna är att riskerna för eventuella felkällor minimeras då samma rörelse från artikulator erhålls samt släta ocklusalytor, som i sin tur ger fri rörlighet för tänderna över bettskenans yta. Eftersom de manuella arbetsmomenten minskar kan noggrannheten förbättras såsom passform, kontakter och kvalitetsssäkring (4). Det finns dock relativt få studier som undersöker själva materialen och deras egenskaper (2).

TMD - Olika orsaker till behandling med bettskena

Temporomandibulär dysfunktion (TMD) är en käkfunktionsstörning som involverar tuggmusklerna, käklederna och närliggande strukturer. Käkmuskelsmärta är det vanligaste smärttillståndet i ansiktsregionen. Symtomen varierar allt från käkledsljud, smärta i tuggmuskler och käkleder, spänningshuvudvärk till gapsvårigheter eller andra rörelsestörningar i underkäken. TMD ingår i det bredare begreppet orofacial smärta (5, 25). Tidigare studier har visat att långvarig käkmuskelsmärta kan påverka patientens livskvalitet negativt. Det anses vara viktigt att ha ett omfattande teamarbete angående terapin med bettskena mellan tandläkare och tandtekniker (6, 32).

Ungefär 10 -15% av befolkningen i Europa har en rörelsestörning av tuggsystemet såsom tandgnissling och tandpressning, även kallat bruxism (7, 8, 33). Käkmuskelsmärta är mest frekvent bland unga vuxna och i tidig medelålder (25-40år), där kvinnor är den grupp som är mest drabbad (8). Stress, ångest, trauma och muskulär överbelastning kan vara faktorer som utlöser och underhåller smärtan (33). Symtom som smärta i käke, ansikte och tinning samt ömhet i käkmusklerna är vanligt förekommande. Trötthet och stelhet i nacke på morgonen, huvudvärk, svårigheter att gapa och ömmande tänder samt upplevelsen av ett instabilt bett kan också förekomma (7). Studier har visat att det finns samband mellan TMD och huvudvärk, där spänningshuvudvärk är en viktig orsak till lidande och förlorad arbetstid (9-11). Man kan behandla TMD på olika sätt. De sedvanligaste behandlingarna inkluderar behandling med bettskena, sjukgymnastik, läkemedel, beteende-kognitiv behandling, hypnos, akupunktur och till sist kirurgi om ingen annan behandling fungerat (5). Behandling med bettskena är den vanligaste och mest effektiva behandlingen vid smärta och funktionsstörningar från käkleder och tuggmuskler, där studier visar en framgångsrik förbättring med 70-90% (5, 25).

Stabiliseringskena

En vanlig typ av bettskena är stabiliseringskena. Som namnet antyder verkar skenan genom att stabilisera ocklusionen och även förhindra fortsatt nötning av tänder (7). Bettskenans funktion är att återskapa harmoni i tuggsystemet samt minska parafunktionella krafter. En rätt konstruerad skena ska fungera på så sätt att den stödjer en harmonisk relation mellan tuggmuskler, disk, leder, ligament, ben, senor och tänder. En bettskena har 6 funktioner, 1: att

slappna av musklerna, 2: att minska kondylen och diskens belastning, 3: för att ge diagnostisk information, 4: att skydda tänderna och tillhörande strukturer från bruxism, 5: för att skydda det periodontala ligamentet och 6: för att reducera cellulära hypoxinivåer (12).

En ordentligt tillverkad bettskena ska ha stabila ocklusionskontakter som är jämt fördelade över hela tandraden såväl i RP (retruderad position) som IP (interkuspidationsposition), och även en interferensfri glidning mellan RP och IP. Vid protrusion är det önskvärt med bilaterala kontakter i fronten (anterior guidance) och vid sidoglidning rekommenderas hörntandslyft (cuspid protection). Skenan ska ha en glatt yta med jämna övergångar, då den kommer verka avlastande och musklerna slappnar av (26). Bettskenan bör placeras i den käkhalva där den gör störst vinst avseende ocklusal stabilitet. Om det finns lika antal tänder i vardera käke, placeras vanligtvis bettskenan i överkäken. Utformningen av skenan ska vara smidig och bekväm för patienten och framförallt stabil. En skena som rör sig i munnen kan inte ge den stabilitet som krävs för att motstå tunga krafter från alla håll. Laboratoriet måste därför tillverka en skena som kan garantera en god passform och är lätt att få av och på men som samtidigt sitter stabilt (12).

Allergi

Biokompatibilitet är en viktig faktor inom tandvården angående utvecklingen av material. Akryl är ett av de materialen som har varit något av ett bekymmer inom dental litteratur angående allergier, trots att det inte har nämnts särskilt mycket inom ortodontisk litteratur där användningsområdet är stort.

Det beskrivs ofta att allergier som uppkommer har ett samband med halten restmonomerer i akrylen. Enligt studier (1, 13) har det fastställts att om en person regelbundet utsätts för metylmetakrylat ökar risken för att en allergisk reaktion kan uppstå. Restmonomerhalten i kallakryl ligger oftast mellan 1.5% till 4.5% och 0.3% i varmpolymeriserad akryl. Trots att halterna ligger inom den angivna gränsen enligt ISO-standard kan reaktioner uppstå på grund av överkänslighet mot materialet som t ex vid diabetes – det är därför viktigt att en komplett utvärdering av patientens medicinska historia utförs.

En allergisk reaktion som orsakas av akrylen är i regel obekvämt för patienten och kan ge en brännande känsla, bitter smak, ökad salivutsöndring och svårigheter att svälja. Den allergiska reaktionen brukar oftast bero på patientens känslighet snarare än materialets egenskaper inom normala halter.

Allergiska reaktioner kan påverka patienten och även tandteknikern som bearbetar materialet. Vid framställningsprocessen kan tandteknikern råka ut för hudkontakt och i sin tur få hudskador. Det är viktigt att vara försiktig och undvika att andas in MMA-ångor som i vissa extrema fall kan leda till irritation i luftvägarna och hjärnskador (1, 34).

Framställning och tillverkningsmetod

Traditionell metod

Den traditionella metoden för att producera bettskenor för regelbundet bruk görs i både kall- och varmpolymeriserad akrylat. Dessa har beskrivits under de senaste 40 åren (3, 14). Tekniken går ut på att man blandar pulver och vätska som reagerar med varandra och bildar polymerkedjor. Varpolymeriserat material har högre hållfasthet och är mer resistent mot abrasion eftersom materialet har högre polymerisationsgrad, dvs. längre kedjor och färre restmonomerer. I kallpolymeriserat akrylat är polymerisationsgraden lägre, materialet har kortare kedjor och fler restmonomerer som försämrar materialets egenskaper (1, 27). Kallakrylat tar dock mindre tid att tillverka, ger lägre kostnad och är även lättare att bearbeta (15). Varpolymeriserade bettskenor blir hårdare, mer homogena i materialet samt minimerar

risken för allergiska reaktioner pga. färre restmonomerer. Det är lätt att justera kontaktpunkter och kan poleras till en hög lyster för en låg friktionsyta (12).

Fräsning

Framsteg inom tekniken har gjort det möjligt för en tandtekniker att med CAD/CAM-tekniken scanna in en konstruktion och designa den med hjälp av en dator, för att sedan tillverkas genom fräsning. Det finns olika metoder för att överföra informationen från patienten till datorn. Den vanligaste är laserscanning av arbetsmodellen, som erhållits från ett alginatavtryck av patientens tänder från tandläkaren. Fräsning är en subtraktiv tillverkningsteknik där formen av konstruktionen fräses fram ur ett block av, i detta fall, akrylat (16). När en bettskena fräses fram erhålls en jämn kontaktyta utan markeringar från antagonisterna. Kontaktpunkterna definieras med hjälp av datorn och CAD-programmet som lokaliserar den exakta punkten åt teknikern, som sparar tid och lägger istället fokus på utformningen av konstruktionen. Kontaktytan bearbetas med en noggrannhet av mindre än 10 µm och behöver ingen extra finishering (4).

3D Printing

3D-printing börjar med samma principer som fräsning och CAD/CAM genom att konstruktionen framställs med hjälp av en dator. En 3D-programvara används för att först designa de ortodontiska konstruktionerna digitalt och sedan framställa dessa genom en additiv tillverkningsprocess (16). Olika tillverkningsmetoder används för att framställa 3D-printat material, såsom stereolitografi (SLA), Inkjet-baserat system (3DP), selektiv lasersintring (SLS) och fused deposition modeling (FDM). SLA går ut på att materialet polymeriseras med hjälp av laser tills konstruktionen är färdigtillverkad, då den selektiva lasersintringsprocessen använder en högeffektiv UV-laserstråle med hjälp av en spegel för att sammansmälta flytande partiklar av materialet till fastform. SLA-tekniken är den mest använda inom dentalbranschen på grund av sin höga precision. 3DP är en annan typ av teknik där materialet framställs skikt för skikt med en pulverbädd som pressas och stelnar med hjälp av en additiv vätska. SLS är en kombination av SLA och 3DP där pulverbädden används på samma sätt som 3DP men istället solidifieras materialet skikt för skikt med hjälp av en datorkontrollerad laserstråle. Tekniken har stora fördelar inom dentalbranschen då material som vax, metaller, keramer och termoplaster kan användas. Den sistnämnda tekniken FDM används med termoplast, som sipprar ur ett munstycke halvflytande, med kontrollerad temperatur, som bildar ett tunt lager. Materialet binds samman lager på lager när det stelnar på 0.1 sekunder med hög precision (17).

Material

Varmpolymeriserat

FuturAkryl 2000 är ett varmpolymeriserande metylmetakrylat som lämpar sig för tillverkning av bl.a. bettskenor. Vid tillverkning blandas pulver och vätska. Pulvret består av metylmetakrylat (PMMA) och vätskan består av metakrylsyraester som innehåller en aktivator. Materialet är speciellt anpassat för en snabb polymerisationsprocess, ger utmärkta mekaniska egenskaper och har en tätpackad yta som gör det lätt att polera samt en bra färgbeständighet (35).

Fräst material

Materialet BraTänder PMMA Splint är en termoplastisk polymer som erhållits genom masspolymerisation av ren monomer genom katalysatorer och stabilisatorer. Materialet utmärker sig genom sin renhet, transparens, lätthet, hårdhet och utmärkta beständighet mot ljus och åldrande. Konstruktioner fräses fram ur materialet som kan förekomma i form av block, blad, tuber eller handgjorda föremål innan fräsning (31).

3D-printat material

Biokompatibel PolyJet Photopolymer MED610 är ett styvt material som går snabbt att framställa och som kan producera komplexa former, fina detaljer och släta ytor med stor precision. Den har hög dimensionsstabilitet och färglös transparens. Materialet är biokompatibelt och medicinskt godkänt. Vid tillverkning används en Objet30 3D-printer med materialet MED610 som är i flytande form och sätts in i printern. 3D-printern applicerar lager för lager i nanometer (additiv metod SLA) (36).

Böjhållfasthet

Materialet för bettskenor måste vara starkt nog för att klara av de belastningar som det utsätts för under bearbetningen och i dagligt bruk. Med de nya framställningsteknikerna såsom fräsning och 3D-printing har nya material utvecklats. De nya materialens fysikaliska egenskaper måste granskas och mätas mot kliniskt beprövade material. Böjhållfastheten är en viktig parameter som är inkluderad i ISO-standard (30) och som ska undersökas bland kraven för polymerer (2, 18).

Ytabrasion

Ytabrasionen av akrylen påverkar dentala konstruktioner negativt genom att den bidrar till sämre passform, som i sin tur kan göra den obekvämlig för patienten att använda. Ett annat problem är samling av bakterier och plack då dessa bildas beroende på hur ytan ser ut. Om materialet har stor ytabrasion kan detta påverkas mekaniskt av en kombination av tandborstar, tandkräm och vatten. Ytabrasionen sker när två motstående ytor möts med små hårda partiklar emellan (som finns i tandkräm) som rullar och glider mellan dessa ytor. De största påverkande faktorerna är egenskaperna hos tandkrämen, tandborstens hårdhet, borstningstekniken och styrka, hur ofta man borstar och slutligen hur hårt materialet är. För att minimera friktion och ytabrasion är det viktigt att konstruktionen har en välpolerad yta (19, 20).

Syfte

Syftet med föreliggande studie var att undersöka och jämföra böjhållfastheten hos varmpolymeriserat, fräst och 3D-printat material för bettskenor före och efter termocykling samt att mäta och studera ytstrukturen före och efter slitagetest.

Frågeställning

Skiljer materialegenskaper såsom böjhållfasthet och nötningseffekt sig åt hos de olika materialen och tillverkningsmetoderna för bettskenor?

Hypotes

Nollhypotesen var att böjhållfastheten och nötningseffekten inte skiljde sig åt beroende på material, tillverkningsmetod och åldrande.

Material och metod

18 plattor har sammanlagt framställts inför studien (fig. 1). De 18 plattorna delades in i tre grupper beroende på material och framställningsteknik med sex plattor i vardera grupp. Grupp 1 bestod av sex plattor i varmpolymerisat* (FuturAcryl2000). Grupp 2 bestod av sex plattor i fräst material* (BraTänder PMMA Splint). Grupp 3 bestod av sex plattor i 3D printat material* (Biokompatibelt Polyjet Photopolymer MED610). Grupp 2 och grupp 3 har tillverkats via BraTänder och My Dental Guide. Grupp 1 framställdes på labb.

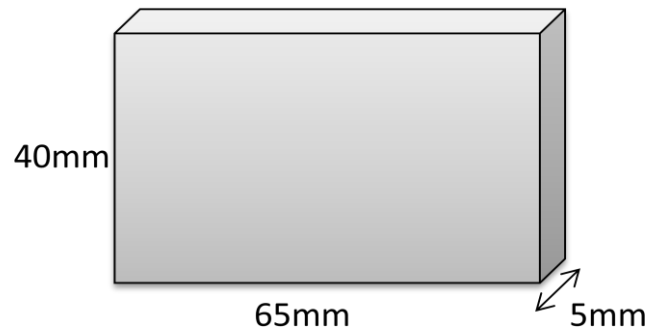


Fig. 1. Platta enligt tillverkarens instruktioner (65x40x5mm)

Varmpolymerisat

Inför tillverkningen av plattorna i varmpolymerisat framställdes sex plattor i rosa vax* i måtten 65x40x5mm. En platta bäddades in i en kyvett, denna process upprepades sex gånger: Kyvettens insida isolerades med vaselin*. Typ III-gips* blandades enligt fabrikantens anvisningar och hölls i den stora kyvetthalvan. Vaxplattan placerades liggandes i kyvetten. Kyvetthalvan fick stelna i 20 minuter och gipset penslades därefter med isoleringsvätska* innan andra halvan fylldes med gips. Efter 20 minuters stelningstid, öppnades och delades kyvetten och vaxet spolades bort i spolen^ϕ. Gipsytorna isolerades igen och fick därefter torka i rumstemperatur. Akrylen mättes upp med hjälp av en våg^ϕ och blandades enligt fabrikantens anvisningar, 2,5 delar pulver och 1 del vätska (i det här fallet 20 g pulver och 8 g vätska), som blandades väl med spatel i 30 sekunder. Akrylen sintrades i 10 minuter under lock* och knådades därefter för hand i 30 sekunder och formades till en massa. Massan trycktes ner i håligheten i kyvetten som sedan skruvades fast i en bygel och pressades^ϕ upp till 150 bars tryck. Kyvetten kokades i en kok^ϕ med en temperaturstigning upp till 70°C i 35 minuter. Därefter hölls en konstant temperatur i 60 minuter och sedan höjdes temperaturen under 30 minuter till 95°C som sedan hölls konstant i 20 minuter. Därefter kylde kyvetten ner i ett kallt bad i 30 minuter. Den sammanlagda tiden i baden blev 2h 55min. Plattorna togs bort från kyvetthalvorna och rengjordes från gipsrester och lades i avhärdat rumstempererat (23°C) vatten där de förvarades under hela testperioden.

Från platta till provkropp

Samtliga plattor kontrollerades visuellt för att utesluta befintliga porositeter. Enligt tillverkarens instruktioner kapades två provkroppar ut ur varje platta (fig. 2) med hjälp av vattenkyld skärutrustning^ϕ. Varje platta kapades på längden till två provkroppar med måtten 64x10x3mm med en tolerans av ±1mm. På så vis togs 12 provkroppar fram ur varje grupp, totalt 36 provkroppar. Alla ytor och kanter våt-slipades^ϕ jämnt med sandpapper^ϕ till önskad bredd och höjd med hjälp av en specialtillverkad hållare i rostfritt stål^ϕ (bilaga 4). Först användes sandpapper av kornstorlek P600 för

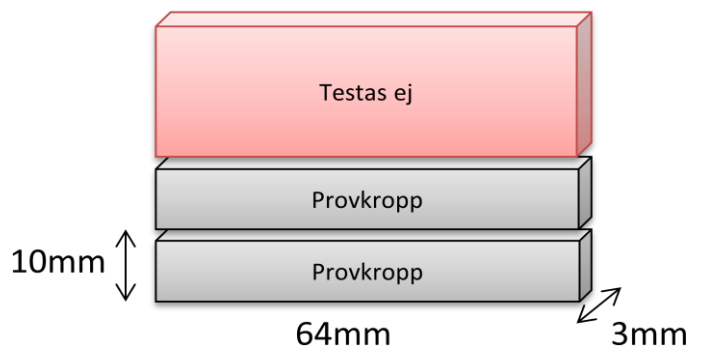


Fig. 2. Provkropp för böjhållfasthetstest (64x10x3mm)

att avverka materialöverskottet, efter det användes ett finare sandpapper av kornstorlek P1200 för en jämn och fin yta. Till slut användes våt pimpsten* för polering (10µm till 20µm), inte längre än en minut. Alla provkroppar mättes med en mikrometer^ϕ.

Inför termocyklingen delades provkropparna in i sex grupper (se tabell 1).

Tabell 1. Gruppindelning till trepunktsböjhållfasthetstest

Grupp	Material	Åldring	Antal provkroppar
V	Varmpolymerisat	Ej termocyklad	6
VT	Varmpolymerisat	Termocyklad	6
F	Fräst	Ej termocyklad	6
FT	Fräst	Termocyklad	6
P	3D-Printat	Ej termocyklad	6
PT	3D-Printat	Termocyklad	6

Termocykling

Provkropparna från grupperna VT, FT och PT termocyklades^ϕ före böjhållfasthetstestet. Baden växlade mellan 5°C och 55°C i 5000 cykler, vilket motsvarar c:a ett halvt års åldrande. En cykel varade i 60 sekunder, 20 sekunder i varje bad med en växlingstid på 20 sekunder. Totalt tog termocyklingen 83h.

Trepunktstest

Inför böjhållfasthetstestet förvarades provkropparna i vatten vid en temperatur på 37 C° i 50h före testet. Samtliga provkroppar utsattes för ett trepunktsböjhållfasthetstest^ϕ med en belastningshastighet på 5 mm/min tills fraktur uppstod. De cylindriska stöden var 3 mm i diameter och minst 10,5 mm långa. Avståndet mellan stöden var 50 mm (±1mm) och lastkolven befann sig precis mellan stöden. Provkropparna placerades plant och centrerat på stöden under lastkolven. Kraften på lastkolven ökades gradvis från noll med en konstant förskjutningshastighet av 5 mm/min tills provkroppen bröts.

För att beräkna böjhållfastheten σ , i MPa (megapascal) användes följande ekvation:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

F är den maximala belastningen i newton som utövades på provet.

l är avståndet i millimeter mellan stöden, precision på 0,01mm.

b är bredden i millimeter av provkroppen som mäts precis före vattenlagring.

h är höjden i millimeter av provkroppen som mäts omedelbart före vattenlagring.

Mikroskopi

Ur en platta togs åtta provkroppar i måtten 12x8x5mm fram ur varje grupp, totalt 24 stycken, för ett slitagetest (fig. 3). Varje provkropp slipades med sandpapper^ϕ och polerades med pimpsten* och till slut med polermedel*. Innan testet utfördes på provkropparna valdes slumpvist en provkropp ut ur varje grupp och studerades under mikroskop^ϕ. Provkroppens yta fotograferades i mikroskopet och studerades både med underljus och överljus samt i 10, 20 och 50 gångers förstoring.

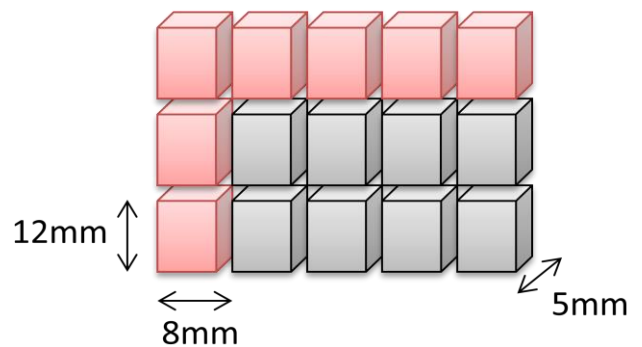


Fig.3. Provkroppar för slitagetest (12x8x5mm)

Atomic Force Microscopy (AFM)

För att studera materialets mikrostruktur på samma provkroppar som tidigare studerats i mikroskop gjordes en analys av ytan med atomkraftsmikroskopi (AFM)^ϕ. Metoden *tapping mode* användes och ur den utvunna informationen kunde en mätbar förskjutning registreras utifrån yttopografins utseende och en datorgenererad bild av ytan togs fram i både 2D och 3D.

Den registrerade datorinformationen bearbetades med hjälp av mjukvaran XEP (Data Acquisition Program) och bilder i 2D togs fram med mjukvaran XEI (Image Processing Program). Därefter användes mjukvaran MountainMap®Universal för att få fram bilder av ytorna i 3D.

Efter slitagetestet gjordes nya mätningar med AFM.

Slitagetest

För slitagetestet användes en tandborstningsmaskin tillverkad med fyra eltandborstar^ϕ från en tidigare studie (28). Fyra provkroppar monterades på maskinen och tandborstarna som var försedda med borsthuvuden^ϕ fick slita på ytan med konstant tryck under 45 minuter.

Varje tandborste var synkroniserad med en display som angav både tiden och visade när trycket blev för högt genom att en varningssymbol tändes. Innan testet började kontrollerades trycket genom att varje kloss som höll en provkropp kunde justeras i höjdled med hjälp av en skruv. Klossen skruvades upp tills symbolen tändes och därefter minskades trycket tills symbolen sloknade igen.

Ytan hölls konstant fuktig genom att det sprayades vatten på provkropparna var 30:e sekund och var 10:e minut fylldes tandkräm* på. Genom tillförsel av både vatten och tandkräm bildades det ett skum som bidrog till att hålla ytan på provkroppen fuktig. Den tandkräm som användes vid testet var rekommenderad för eltandborstning av © Apoteket AB.

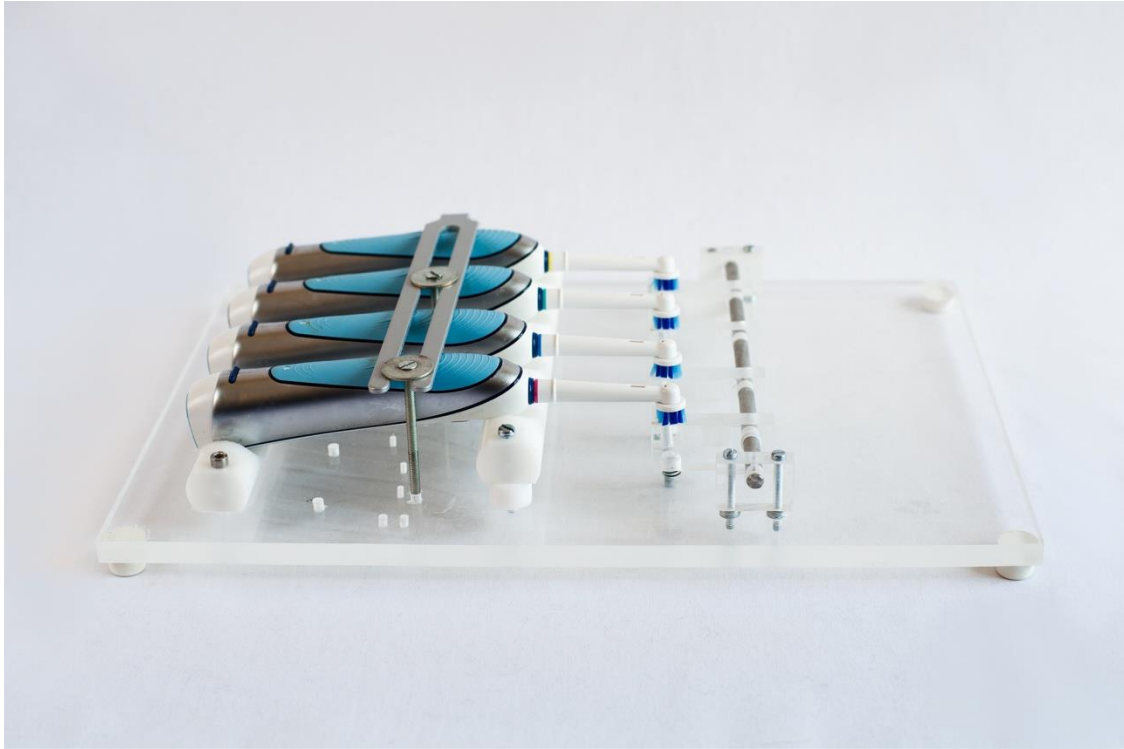


Bild 1. Tandborstmaskinen

Statistiska metoder

Resultatet fördes in i statistikprogrammet SPSS version 22.0, One-way ANOVA, Tukey test och signifikansnivån sattes till $\alpha = 0,05$.

Resultat

Resultatet av medelvärdena visade en signifikant skillnad mellan samtliga materialgrupper ($p < 0,01$). Den högsta böjhållfastheten visades hos fräst material, oberoende av termocykling, följt av varmpolymeriserat material också oberoende av termocykling. Den lägsta böjhållfastheten visades hos 3D-printat material där det fanns en signifikant skillnad mellan P och PT ($p < 0,01$). PT var den grupp som hade lägst böjhållfasthet. Ingen signifikant skillnad kunde påvisas före och efter termocykling mellan grupperna V och VT samt F och FT.

Standardavvikelsen var lägst hos F och FT. Den största standardavvikelse fanns hos PT, följt av P.

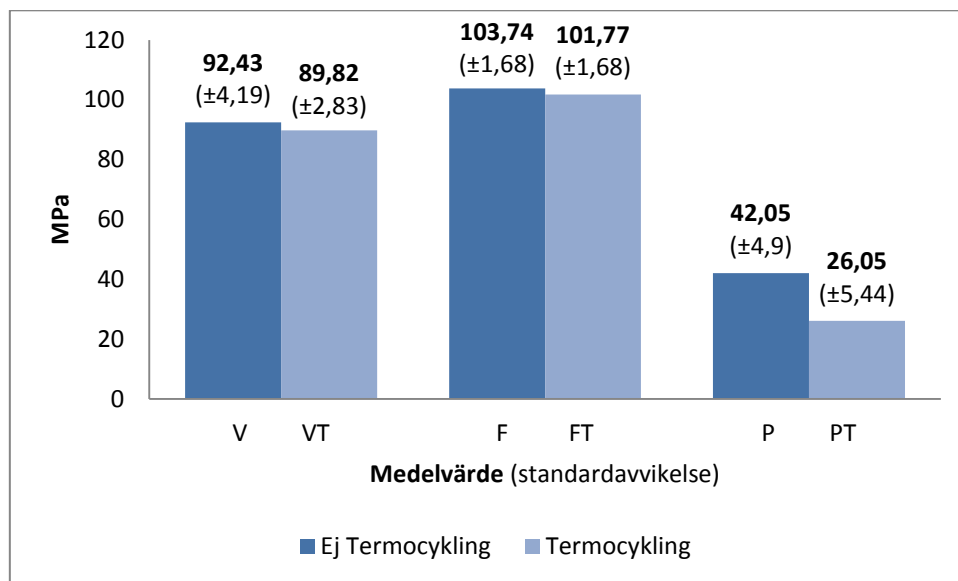


Diagram 1. Medelvärdesresultat och standardavvikelse av trepunktsböjhållfasthetstest, redovisat i MPa.

V = Varpolymeriserat material

VT = Varpolymeriserat material Termocyklad

F = Fräst material

FT = Fräst material Termocyklad

P = 3D-printat material

PT = 3D-printat material Termocyklad

Mikroskop

Bilderna nedan var tagna med underljus i 50 gångers förstoring före och efter slitagetest. Bilder 2, 3 och 4 visar ytan på varmpolymeriserat, fräst och 3D-printat material där det 3D-printade (bild 4) visade flest repor och porositeter. Det frästa materialet (bild 3) var det mest transparenta och visade små spår av repor. Varmpolymeriseratet (bild 2) var det material som hade minst repor, däremot inte lika hög translucens som det frästa.

Bilder 5, 6 och 7 visar motsvarande yta efter slitagetest, där det frästa materialet (bild 6) visade störst slitagespår och det 3D-printade (bild 7) minst.

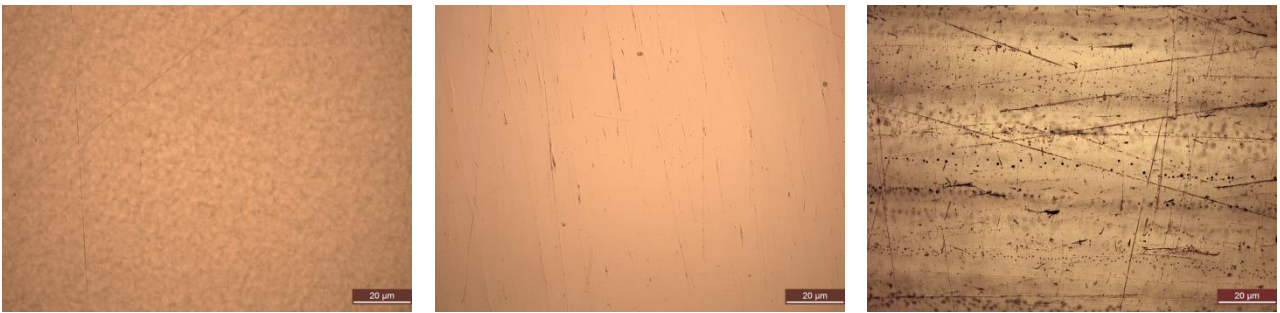


Bild 2-4. Före slitagetest. Från vänster: varmpolymeriserat, fräst och 3D-printat material



Bild 5-7. Efter slitagetest. Från vänster: varmpolymeriserat, fräst och 3D-printat material

Ytanalyser med AFM före och efter slitage

Resultatet från mätningarna i AFM visade hur ytan såg ut innan den utsattes för slitage samt efter. Bild 8, 10 och 12 visar en provkropp från vardera grupp före slitagetest och bild 9, 11 och 13 visar motsvarande ytor efter slitagetest. Vid mätningarna användes en slumpvist utvald provkropp från varje grupp både före och efter.

Området som mättes före slitagetestet täckte en yta på 10x10µm och skalan presenterades i nm (bild 8, 10, 12). Efter slitagetestet täckte mätområdet en yta på 20x20µm och skalan presenterades i µm (bild 9, 11, 13). Bilderna har individuellt anpassade inställningar för optimal detaljåtergivning och har därför olika skalor.

Bilderna visar ytstrukturen på provkropparna med hjälp av en färgskala, vilket innebär att höga områden visas i mer rödaktig färg och låga i mer blåaktig.

Bild 9 och 11 visade tydliga mikropsår medan bild 13 var mer kornig. Samtliga bilder efter slitagetest visade större skillnad i höjddled.

Ingen större skillnad kunde påvisas mellan bild 9 och 11. En markant skillnad kunde dock påvisas mot bild 13 i förhållande till bild 9 och 11.

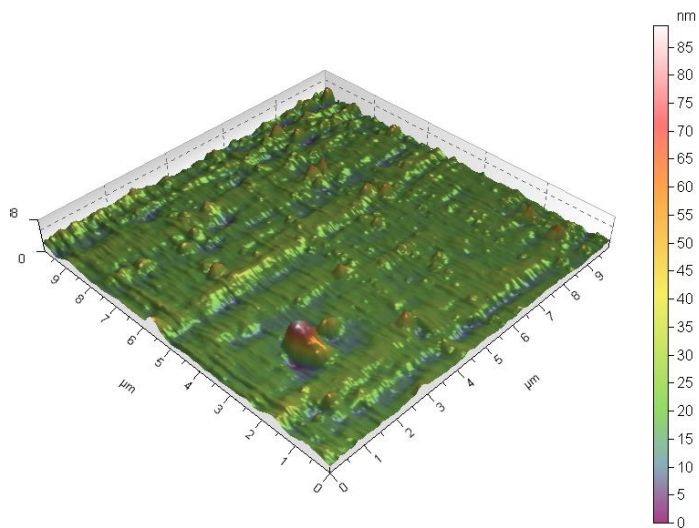


Bild 8. Varmpolymerisat före slitagetest.

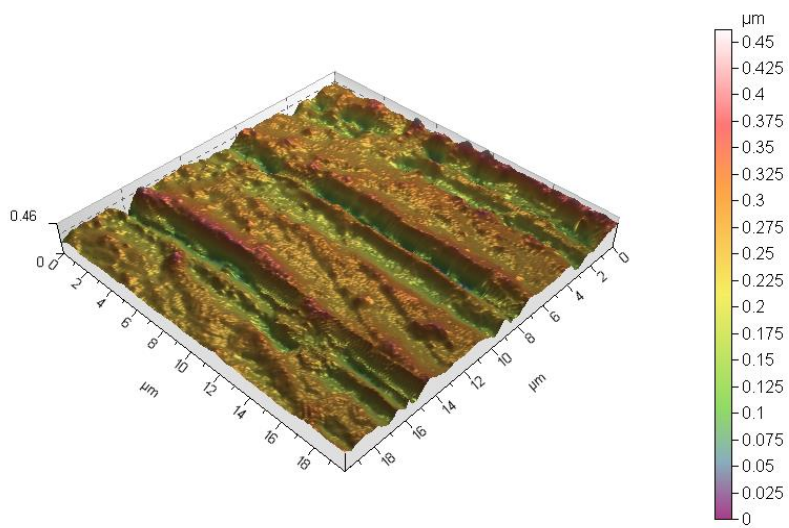


Bild 9. Varmpolymerisat efter slitagetest.

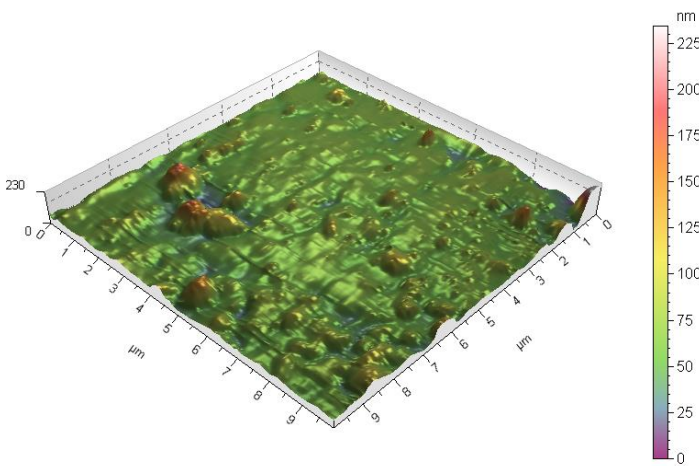


Bild 10. Fräst material före slitagetest.

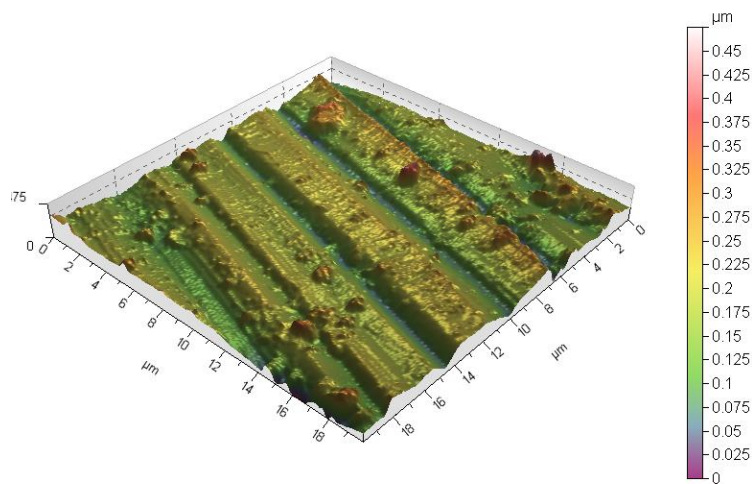


Bild 11. Fräst material efter slitagetest.

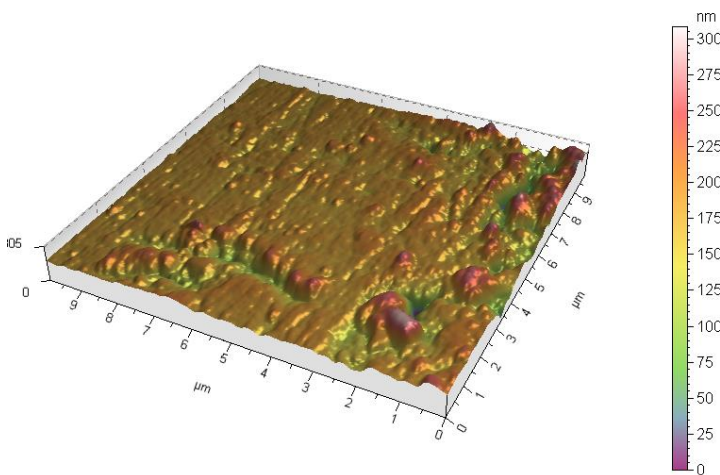


Bild 12. 3D-printat material före slitagetest.

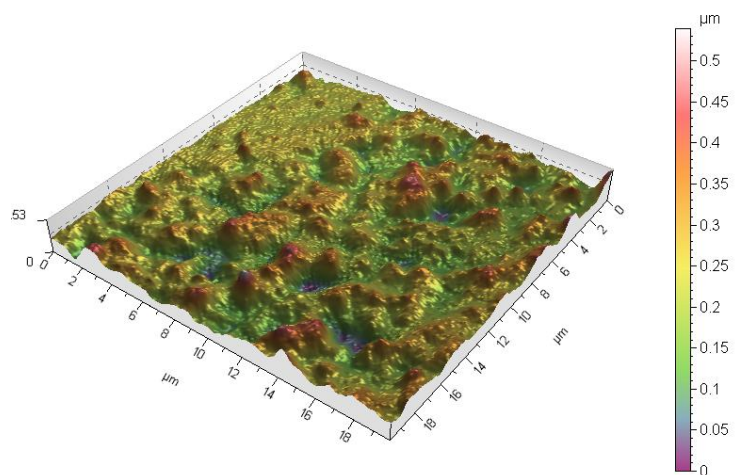


Bild 13. 3D-printat material efter slitagetest.

Diskussion

Den vanligaste metoden att framställa bettskenor på tandtekniska laboratorier är genom traditionell teknik med varmpolymeriserad akryl. Tack vare den nya tekniken med CAD/CAM har det även börjats tillverka en del frästa bettskenor. Valet av material föll därför på varmpolymeriserad FuturAkryl 2000 och BraTänder PMMA Splint för att jämföra dessa med varandra. Som tredje material valdes det senaste inom forskning och utveckling som är 3D-printat material och testade Biokompatibelt Polyjet Photopolymer MED610. Alla tre materialen är godkända för oralt bruk och det varmpolymeriserade och frästa materialet är CE-märkt. Det är intressant att jämföra dessa material ur flera perspektiv med tanke på tillverkningsmetod, miljöaspekt, tid, kostnad och arbetsgång samt tillgänglighet.

Den traditionella tekniken, till skillnad från den frästa och 3D-printade, ökar risken för hudkontakt och inandning samt mängden restmonomerer för tandteknikern som utför arbetet. Det antas att 4-10% av tandtekniker är sensibiliserade för MMA (2). Ur ett miljöperspektiv borde framställning av konstruktioner i det frästa materialet vara sämre då det ger mer spillmaterial, men enligt BraTänders testrapport finns det möjlighet att återvinna och återanvända spillmaterialet. Enligt säkerhetsbladet för MED610 är materialet skadligt för både miljön och utövare under framställningsprocessen och kräver personliga skyddsåtgärder som skyddsutrustning och särskild avfallshantering. Eftersom möjligheten finns att återvinna det frästa materialet och att det inte kräver lika mycket skyddsåtgärder under framställningsprocessen kan det vara att föredra i det här avseendet.

Den tredimensionella framställningen blir överlägsen i förhållande till den subtraktiva tekniken angående kostnad, tillverkningshastighet och förmågan att tillverka mer komplexa konstruktioner som inte görs i subtraktiv teknik (16, 21-23). Med rätt information från tandläkaren ger båda metoderna en exakt och digital kontroll över artikulation och design. Man minimerar risken för variationer i arbetet eftersom man slipper de manuella arbetsmomenten såsom inslagning, montering och justering i artikulator. Med den nya digitala tekniken minimeras därför risker för eventuella felkällor och höjer kvalitetssäkringen. En nackdel är att den frästa bettskenan får spår som inte går att polera bort på den yta som omfamnar tänderna invändigt, så kallade trappsteg. Den invändiga ytan blir svårare att hålla ren eftersom den inte är helt slät och det blir lättare en ansamling av plack och bakterier vilket inte är så gynnsamt för patienten ur en hygienisk synpunkt. Trappstegen förekommer i både frästa och 3D-printade konstruktioner men i större omfattning i det frästa materialet då fräsen rör sig i olika axlar och det blir en så kallad trappstegseffekt. Det 3D-printade materialet framställs lager för lager och trappstegen är försumbara (<0,2 mm). Trappstegseffekten leder till en begränsad noggrannhet i passform, dock kan den förbättras genom att tunnare lager används som ökar framställningstiden och därför även kostnaden för det 3D-printade materialet. Det frästa materialet är mer transparent än det varmpolymeriserade och 3D-printade materialet. För en del patienter är estetiken under behandlingen lika viktig som andra faktorer såsom passform, behandlingstid och kostnad (30).

Enligt ISO 20795-2 är gränsvärdet för restmonomerer 5%. Restmonomererhalten i FuturAkryl 2000 är 0,8% och i BraTänder PMMA Splint är den 0,85%. Halten restmonomerer i Biokompatibel PolyJet Photopolymer MED610 har inte angivits i informationsmaterialet, men materialet är godkänt för oralt bruk och borde därför ligga inom det angivna gränsvärdet. Trots att halterna ligger inom den angivna gränsen enligt ISO-standard kan reaktioner uppstå på grund av överkänslighet mot materialet. Den allergiska reaktionen brukar oftast bero på patientens känslighet snarare än materialets egenskaper inom normala halter.

I studien följdes ISO-standard 20795-2 som gäller polymerer för bl.a. bettskenor. ISO-standard rekommenderade fem provkroppar till böjhållfasthetstest per grupp och sex st vid upprepning. Det valdes att ha sex provkroppar i varje grupp för att förbättra statistiken. Det varmpolymeriserade materialet framställdes på labb och de andra materialen kom färdigtillverkade och något överdimensionerade. Två provkroppar togs fram från varje platta då resterande material behövdes för montering vid kapning. Under framställningen "från platta till provkropp" utfördes vartannat moment av samma tandtekniker för att öka kvalitetssäkringen. Plattorna kontrollerades visuellt för att utesluta porositeter men kunde även ha studerats i mikroskop. Alla provkroppar togs fram ur plattor för att komma åt bulkmaterialet. Genom att avverka material på alla ytor som kan ha reagerat under tillverkningsprocessen erhöles en jämnare och möjligtvis bättre kvalitet på provkropparna. För att standardisera måtten på provkropparna användes en specialtillverkad hållare i rostfritt stål. Provkropparna förvarades i ren miljö och i rumstempererat destillerat vatten som byttes regelbundet under hela testperioden. Vattenupptaget kan ha påverkat materialets egenskaper under testet.

Böjhållfastheten testades genom trepunktsböjhållfasthetstest för att följa ISO-standard. Fyrpunktsböjhållfasthetstestet kan anses vara lämpligare för att testa materialegenskaper men finns inte inom ISO-standard för polymerer och var därför inte aktuell för studien. En av referensstudierna (2) har även använt sig av trepunktsböjhållfasthetstest och resultatet blir jämförbart med studiens. Alla provkroppar testades tills fraktur uppstod med undantag av det 3D-printade materialet som aldrig frakturerade, oberoende av termocykling. De ofrakturerade provkropparnas peak-värden noterades och räknades till statistiken. Varmpolymeriserat och fräst material frakturerade med raka snitt i mitten av provkropparna.

Mikroskopundersökningen av provkropparna gav en liten skillnad på ytorna och en eventuell felkälla kan vara att trycket vid polering av materialens ytor kan ha varierat och varit svårt att kontrollera. En annan felkälla kan ha varit poleringsmomentet då det är den enda punkten där ISO-standardens frångått och det användes ett högre varvtal än rekommenderat (1500 ± 3000 m/min istället för 650 ± 350 m/min).

AFM fungerar genom att man låter en mycket fin spets röra sig över materialets yta. Beroende på materialets egenskaper finns det tre olika metoder att välja mellan (*contact*, *non-contact* och *tapping mode*). I det här fallet användes *tapping mode* där spetsen oscillerar över materialets yta. När spetsen närmar sig ytan attraheras den av van der Waals-bindningar som förändrar oscillationens amplitud och ger information om ytans utformning. *Tapping mode* är långsammare, mäter större ytor upp till $20 \times 20 \mu\text{m}$ och det som egentligen mäts är spalten mellan spetsen och provkroppens yta, inte själva ytan - dock är skillnaden så liten att det är försumbart. Fördelen med *tapping mode* är att metoden är bra för känsliga och transparenta ytor som provkropparnas och klarar av att mäta djupa delar utan att bryta spetsen.

Till slitagetestet bestämdes körtiden på tandborstmaskinen från Brauns garanterade batteritid som var 45 minuter. Enligt tidigare kandidatexamensarbete (28) motsvarar 45 minuters slitage på provkropparna ca 2,6 år. Tandborsthuvudena var oanvända före testet och enligt fabrikantens anvisningar blir färgen matt när de blir utslitna. Eftersom ingen färgförändring noterades användes samma borsthuvuden under hela testperioden. Det finns en del felkällor angående metoden för slitagetestet. Det fanns svårigheter att lägga tandborsthuvudena helt parallellt med ytan på provkropparna, vilket har lett till oregelbundet slitage på ytan. Eftersom det inte gick att mäta det exakta trycket på provkropparna kan slitagetestet vara missvisande. Det finns ändå en viss koppling till verkligheten eftersom det inte alltid kommer vara ett jämnt fördelat tryck över alla ytor i en naturlig rengöring, därför kan testets resultat ändå tas i

beaktning. Trycket kan ha bidragit till olika grader av slitage på ytan och även beroende på vilken tandborste som har använts. Mätningar gjordes på de ytor där slitaget var som störst. Det har varit svårt att kontrollera den exakta mängd tandkräm som har använts under varje testomgång och resultatet kan även ha påverkats av vilken typ av tandkräm som använts. Enligt anvisningar för hur man rengör en bettskena bör man använda tandborste med tvål eller diskmedel. För att undersöka abrasionen valdes tandkräm, eftersom den innehåller små partiklar som kan orsaka större abrasion. Det finns en del studier gjorda med slitagetest där de flesta fall har använt en slurry med vatten och tandkräm där provkroppen helt eller delvis täcks av slurryn. Det är även vanligt att väga provkropparna före och efter slitage för att se skillnaden i procentandel som har abraderats bort. Detta hade kunnat göras i studien för att föra statistik på slitagetestet och även för att säkerhetsställa påverkningen av abrasion på provkropparna. Måtten på provkropparna har bestämts enligt referensen (24). Ingen statistik fördes över testet och resultatet är deskriptivt och därför tolkningsbart.

Vid jämförelse med tidigare studie (2) har våra resultat gett liknande värden. Enligt ISO-standard får böjhållfastheten inte vara lägre än 50 MPa. Varmpolymeriserat och fräst material klarade ISO-standards gränsvärde för böjhållfasthet med nästan dubbelt så höga värden, dock klarade det 3D-printade materialet inte gränsen. Det fanns en signifikant skillnad mellan alla materialgrupper. Det varmpolymeriserade och frästa materialet påverkades inte av termocyklingen. Det 3D-printade materialet var det enda som påverkades av termocyklingen med en signifikant skillnad mellan termocyklad och ej termocyklad grupp.

Efter observationer under trepunktsböjhållfasthetstestet kunde det konstateras att det 3D-printade materialet har hög elasticitet eftersom fraktur aldrig uppstod och alla provkroppar blev kraftigt böjda. Provkropparna utan termocykling återtog sin ursprungliga form nästan helt medan de termocyklade förblev lite böjda. Det är möjligt att det 3D-printade materialet påverkades under termocyklingen och de försämrade egenskaperna kan bero på relaxering av infrusna spänningar i materialet.

Bilderna från AFM visar ytstrukturen på en provkropp av varje material före och efter slitagetest. Innan slitagetestet valdes slumpvist ett område ut på varje provkropp från varje materialgrupp. Bilderna kan vara missvisande då det bara är ett specifikt område som studerats och inte hela ytan. Efter slitagetestet valdes den mest representativa ytan på varje provkropp ut och studerades i ett större område för att få en mer omfattande bild av slitaget på ytan. Före slitagetestet är samtliga ytor ganska lika men efter slitagetestet kan man säga att det varmpolymeriserade och frästa materialet har mer mikrospår på ytan, medan det 3D-printade har en kornigare yta. Det skulle kunna tolkas som att det 3D-printade materialets yta lättare slits bort eftersom det inte blir några tydliga spår som hos resterande material.

Slutsats

Med reservation för de begränsningar studien har kan följande slutsatser dras:

Varmpolymerisat och fräst material gav höga och liknande resultat i böjhållfasthet före och efter åldring. Det 3D-printade materialet uppfyllde inte kraven för böjhållfasthet och lämpar sig därför inte som material för bettskenor.

Det blev ett slitage på samtliga materials ytor med lite variation i utseende och storlek.

Nollhypotesen kan förkastas.

Eftersom AFM kan mäta ner till molekylnivån skulle det vara intressant att undersöka bindningarna och polymerkedjorna hos det 3D-printade materialet men även hos det frästa och varmpolymeriserade materialet.

Referenser

1. Goncalves TS, Morganti MA, Campos LC, Rizzato SM, Menezes LM. Allergy to auto-polymerized acrylic resin in an orthodontic patient. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129: 431-435.
2. Danesh G, Lippold C, Ziebura T, Reinhardt KJ, Schafer E, Ehmer U. In-vitro investigations on suitability of light-cured resins for interocclusal splints: part I: mechanical properties. *J Orofac Orthop.* 2006; 67: 127-137.
3. Danesh G, Lippold C, Ziebura T, Reinhardt KJ, Schafer E, Ehmer U. In-vitro investigation on suitability of light-cured resins for interocclusal splints : part II: surface hardness. *J Orofac Orthop.* 2006; 67: 138-147.
4. Lauren M, McIntyre F. A new computer-assisted method for design and fabrication of occlusal splints. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133: S130-5.
5. Littner D, Perlman-Emodi A, Vinocor E. Efficacy of treatment with hard and soft occlusal appliance in TMD. *Refuat Hapeh Vehashinayim.* 2004; 21: 52-8, 94.
6. Michelotti A, Iodice G. The role of orthodontics in temporomandibular disorders. *J Oral Rehabil.* 2010; 37: 411-429.
7. Kim JH, McAuliffe P, O'Connell B, Diamond D, Lau KT. Development of wireless bruxism monitoring device based on pressure-sensitive polymer composite. *Sensors and Actuators A: Physical.* 2010; 163: 486-492.
8. LeResche L. Epidemiology of temporomandibular disorders: implications for the investigation of etiologic factors. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997; 8: 291-305.
9. Ekberg EC, Nilner M. Treatment outcome of short- and long-term appliance therapy in patients with TMD of myogenous origin and tension-type headache. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 713-721.
10. Hansson T, Nilner M. A study of the occurrence of symptoms of disease of the temporomandibular joint masticatory musculature and related structures. *J Oral Rehabil.* 1975; 2: 313-324.
11. Rasmussen BK, Jensen R, Schroll M, Olesen J. Epidemiology of headache in a general population--a prevalence study. *J Clin Epidemiol.* 1991; 44: 1147-1157.
12. Dylina TJ. A common-sense approach to splint therapy. *J Prosthet Dent.* 2001; 86: 539-545.
13. Hochman N, Zalkind M. Hypersensitivity to methyl methacrylate: Mode of treatment. *J Prosthet Dent.* 1997; 77: 93-96.
14. Bohnenkamp DM. Dimensional stability of occlusal splints. *J Prosthet Dent.* 1996; 75: 262-268.

15. Steele JG, Wassell RW, Walls AWG. A comparative study of the fit and retention of interocclusal splints constructed from heat-cured and autopolymerized polymethylmethacrylate. *J Prosthet Dent.* 1992; 67: 328-330.
16. Nasef AA, El-Beialy AR, Mostafa YA. Virtual techniques for designing and fabricating a retainer. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2014; 146: 394-398.
17. 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.
18. Danesh G, Lippold C, Mischke K, Varzideh B, Reinhardt K, Dammaschke T et al. Polymerization characteristics of light- and auto-curing resins for individual splints. *Dental Materials.* 2006; 22: 426-433.
19. Richmond R, Macfarlane TV, McCord JF. An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. *Dental Materials.* 2004; 20: 124-132.
20. Al-Kheraif AAA. The effect of mechanical and chemical polishing techniques on the surface roughness of heat-polymerized and visible light-polymerized acrylic denture base resins. *The Saudi Dental Journal.* 2014; 26: 56-62.
21. 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: 1289-1296.
22. Meyer W, Engelhardt S, Novosel E, Elling B, Wegener M, Kruger H. Soft Polymers for Building up Small and Smallest Blood Supplying Systems by Stereolithography. *J Funct Biomater.* 2012; 3: 257-268.
23. Skoog SA, Goering PL, Narayan RJ. Stereolithography in tissue engineering. *J Mater Sci Mater Med.* 2014; 25: 845-856.
24. Richmond R, Macfarlane TV, McCord JF. An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. *Dent Mater.* 2004; 20: 124-132.
25. Carlsson G.E., Johansson A. Ocklusionens betydelse i klinisk tandvård. *Tandläkartidningen* 2013, 105:64-70.
26. Gunnar E Carlsson, Anita Wedel, *Bettfysiologi*, Andra upplaga 1993, 57-59.
27. Anusavice K J, *Phillips' Science of Dental Materials*, 11:th ed., 2003. Saunders, Missouri, USA.
28. Åkesson M, Noltorp M. Ytbehandlat protesbasmaterial: ytförändringar av plasmabehandlad och obehandlad akryl samt beräkning av bakterietillväxt före och efter slitagetest. Malmö Högskola; 2010

29. Martorelli M, Gerbino S, Giudice M, Ausiello P. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques. Dent Mater. 2013; 29: e1-10.

30. International Standards Organization. ISO 20795-2 Dentistry - Base polymers - Part 2: Orthodontic base polymers. Geneva, Switzerland: European Committee for standardization; 2013

31. Nordisk Institutt for Odontologiske Materialer AS, Test Report no.020/13.rev. Name of product: BraTänder PMMA Splint. Oslo, Norway: Nordic Institute of Dental Materials; 2013

Övriga referenser

32. SBU. <http://www.sbu.se/sv/Press/Arkiv/Pressmeddelanden/Samordnad-behandling-bast-vid-langvarig-smarta/>. ; 2006. (Läst 2015/02)

33. Internet Odontologi. http://www.internetodontologi.se/dyn_main.asp?page=39. ; 2014. (Läst 2015/02)

34. Arbetsmiljöverkets författningssamling, AFS 2005:18 Hårdplaster. http://www.av.se/lagochratt/afs/afs2005_18.aspx ; 2014. (Läst 2015/02)

35. Schütz Dental Group. <http://www.schuetz-dental.de/en/products/dental-technology/denture-acrylics/denture-acrylics/heat-curing-acrylics/1716/futuracryl-2000-powder-heat-curing-acrylic>.(Läst 2015/04)

36. Stratasys <http://www.stratasys.com/materials/polyjet/bio-compatible> ; 2015. (Läst 2015/03)

Slutord

Ett stort tack för all hjälp och stöd till

Lars Olsson, Universitetsadjunkt/Tandtekniker, Odontologiska fakulteten, för handledning, vägledning och uppmuntran.

Evaggelia "Lisa" Papia, Dr. Odont. Vet/Tandtekniker, för stöd, ISO-standards och hjälp med statistiska analysen.

Hans-Ove Persson, Normedentia AB, för tips och sponsring av material.

Urban Nilsson, BraTänder, för hjälpsamhet och sponsring av material.

Tomas Makdissi, Tandtekniker, för material.

Olaf Diegel, Professor inom maskinkonstruktion.

Håkan Fransson, Ingenjör, för hjälp och tillgång till maskinerna.

Silvia Galli, Doktorand/Tandläkare, för hjälp med AFM.

Jesper Segergren, Tandtekniker/Avdelningschef på Ortodontiavdelningen på TIC DP, för vänlighet och tips till kontakter/sponsorer.

Emmy Fredriksson och **Nita Kadiri** för stor hjälpsamhet och samarbetsvilja.

Övriga klasskamrater för stöd, uppmuntran och som svarat på våra frågor.

Kim Fristedt Malmberg, Fotograf, för fotografering.

Materiallista

Tabell 2. Översikt på använda material.

	Klassificering	Produkt	Fabrikat
1	Varmpolymerisad akryl	FuturAcryl 2000	Schütz Dental Group GmbH, Tyskland
2	Fräst akryl	BraTänder PMMA Splint	BraTänder Sverige
3	Printad akryl	Biokompatibelt Polyjet Photopolymer MED610	Stratasys
4	Rosa vax	Modelling wax, Regulare	Vertex Dental, Holland
5	Vaselin	Vitt APL	APL, Sverige
6	Gips	Syntetisk hårdgips typ III	Forshaga Dentaldepå, Sverige
7	Isoleringsvätska	Separating Fluid	Ivoclar Vivadent, Liechtenstein
8	Lock	Plastipac, extremely thin	YATES Manufacturing Co. USA
9	Våt pimpsten	Dammfri pimpsten	Tecno Line, Forshaga Dentaldepå, Sverige
10	Tandkräm	Gel Tandkräm	Apotek Hjärtat, Europa
11	Polermedel	KMG	Candulor AG, Tyskland

Tabell 3. Översikt på använd apparatur

	Klassificering	Produkt	Fabrikat
1	Spol	Ceramic Schütz-Dental	Schütz-Dental, Tyskland
2	Våg	Mettler Toledo Classic PB 602-L	Mettler-Toledo GmbH, Schweiz
3	Press	F. Pugliese	F. Pugliese, Italien
4	Kok	KaVo EWL 5502	KaVo Scandinavia AB, Sverige
5	Vattenkyld skärutrustning	Buehler, Isomet Low Speed Saw	Buehler, USA
6	Planslipningsmaskin	Buehler Phoenix 4000, sample preparation system	Buehler, USA
7	Sandpapper	Buehler, sic grinding paper P600, P1200	Buehler, USA
8	Specialtillverkad hållare i rostfritt stål	Svarvmekano Malmö	Svarvmekano, Sverige
9	Mikrometer	Digital Calliper 150mm	Velleman, Kina
10	Trepunktsböjhållfasthets test	Instron 4465	Instron, USA
11	Mikroskop	Leica DM 2500 M	Leica Microsystems AB, Tyskland
12	Atomic Force Microscopy	XE-100 High Accuracy Small Sample SPM	Park Systems, Korea

13	Kamera	Leica CH-9435	Leica Microsystems Ltd., Tyskland
14	Eltandborstar	Oral-B Triumph 5000	Braun GmbH, Tyskland
15	Tandborsthuvuden	Oral-B Precision clean	Braun GmbH, Irland
16	Värmeskåp	Memmert	Memmert GmbH, Tyskland
17	Termocykel	Specialtillverkad för Malmö högskola	Sverige

Bilaga 2

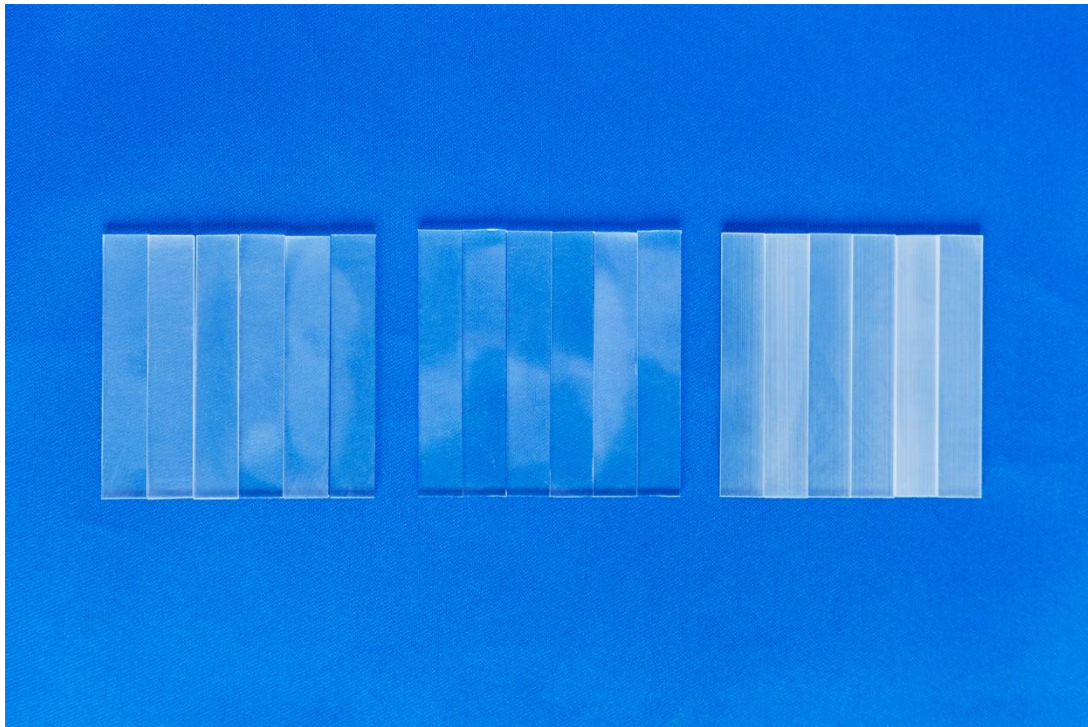


Bild 14. Provkroppar till trepunktsböjhållfasthetstest före termocykling. Från vänster: varmpolymeriserat, fräst och 3D-printat material

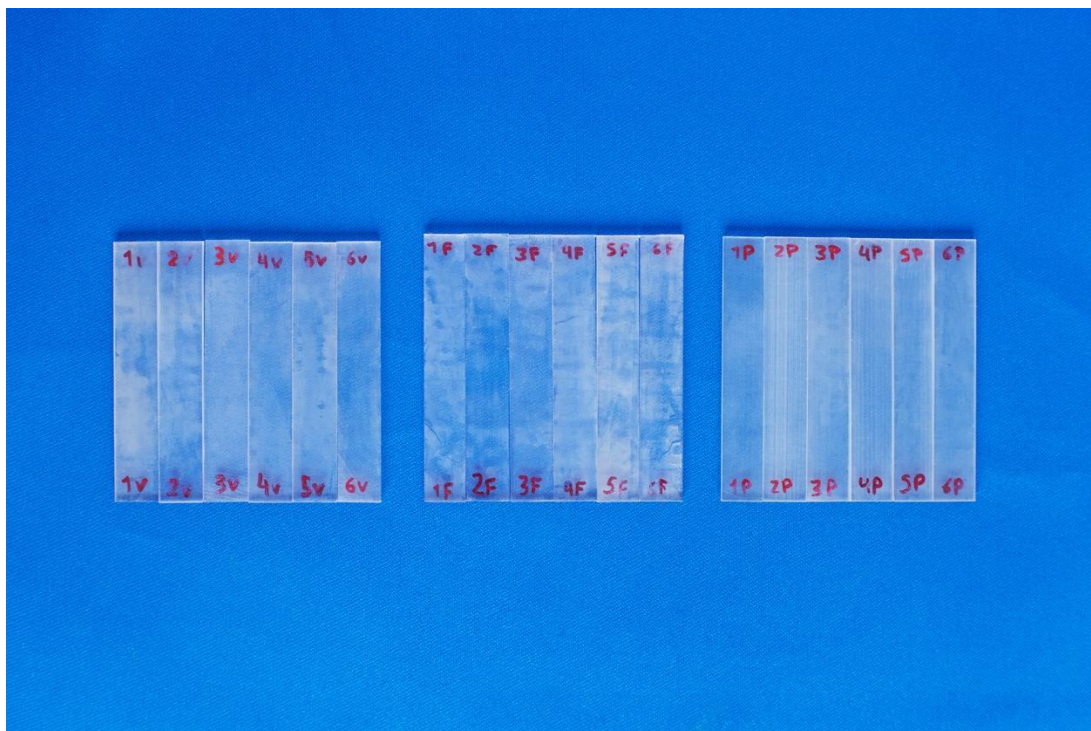


Bild 15. Provkroppar till trepunktsböjhållfasthetstest efter termocykling. Från vänster: varmpolymeriserat, fräst och 3D-printat material

Bilaga 3

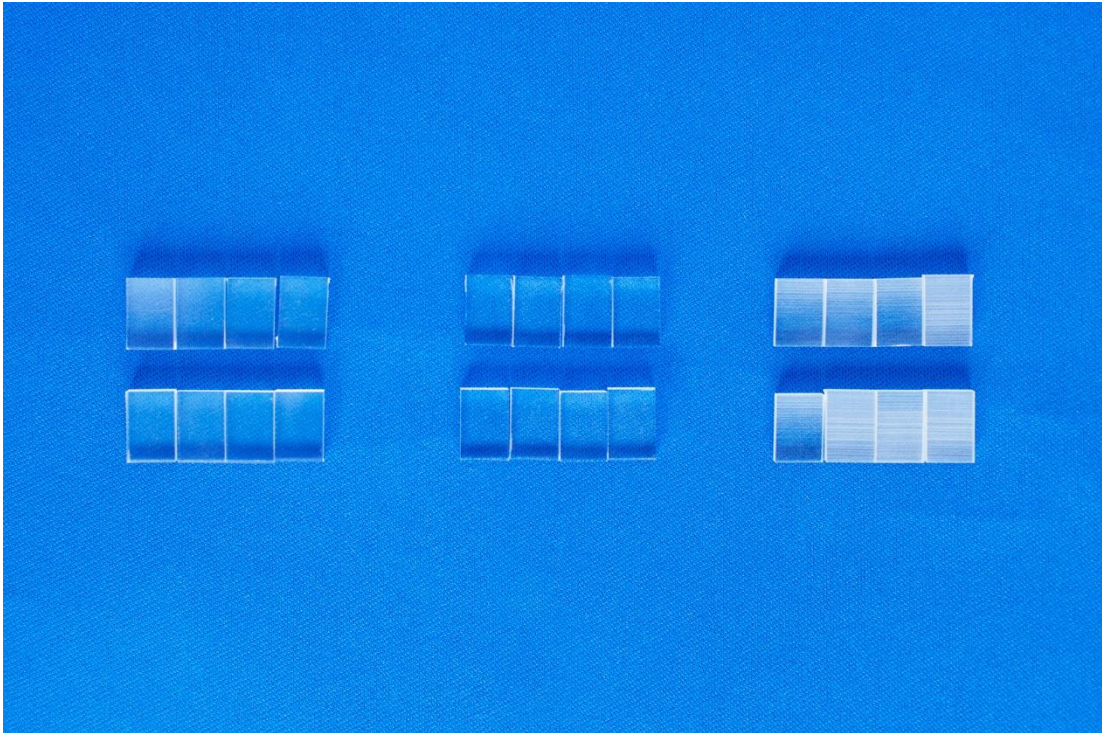


Bild 16. Provkroppar till slitagetestet. Från vänster: varmpolymeriserat, fräst och 3D-printat material

Bilaga 4



Bild 17. Specialtillverkad hållare i rostfritt stål



Malmö högskola
Odontologiska fakulteten
Maj 2015