



Mekaniska egenskaper hos material för bettskenor framställda genom 3D- printing, fräsning och konventionell teknik

Daniel Granath och Sara Almqvist

Tandteknikerprogrammet Ht 2020

Examensarbete, 15 hp

Kandidatexamen med inriktning mot tandteknik, 180 hp

Mekaniska egenskaper hos material för bettskenor framställda genom 3D- printing, fräsning och konventionell teknik

Studenter: Daniel Granath och Sara Almqvist

Handledare: Anders Berglund

TACK TILL:

Anders Berglund

Kristina Hedlund

Maria Lundberg

Patrik Eriksson

Fredrik Stråge

Ylva Burström

Wen Kou

Innehållsförteckning

ABSTRACT	1
Bakgrund	1
Syfte	1
Hypotes	1
Material och metod	1
Resultat	1
Slutsats	1
INLEDNING	2
MATERIAL OCH METOD	5
Tillverkning av provkroppar	5
Böjhållfasthetstest	7
Etiskt ställningstagande	8
RESULTAT	9
DISKUSSION	10
SLUTSATSER	13
REFERENSER	14
Artiklar i tidskrifter	14
Handsökningar	15
Webbsidor	15
Övriga referenser	16
BILAGOR	17
Sökstrategi och antal träffar	17
Material och produktsammanställning	18
Bilddokumentation	21
Dokumentation av ytstruktur	22

ABSTRACT

Bakgrund: Bettskenor är en behandlingsform för patienter med smärta och funktionsstörningar i käkleder och käkmuskler. Bettskenor framställs genom olika framställningstekniker: konventionell teknik (manuell uppläggning och varmpressning), additiv teknik (3D-printning) och subtraktiv teknik (fräsning). Hög böjhållfasthet och hårdhet är eftertraktade mekaniska egenskaper hos materialen som används för bettskenor. Det har genomförts studier på de mekaniska egenskaperna hos materialen som använts vid de olika framställningsteknikerna, dock är underlaget begränsat.

Syfte: Att utvärdera böjhållfastheten hos fyra material framställda med olika tekniker; konventionell teknik, 3D-printning och fräsning i en experimentell studie.

Hypotes: De frästa provkropparna kommer ha högst böjhållfasthet följt av de konventionellt framställda provkropparna, och till sist de 3D-printade provkropparna.

Material och metod: Provkropparna som testades bestod av två 3D-printade material; KeySplint Soft [KSS] och FreePrint Ortho [FPO]; ett fräst ArgenP Clear [APC]; och ett konventionellt material Meliodent Heat Cure [MHC]. Samtliga provkroppar testades med 3-punkts böjtest enligt ISO 20795-1. Sex provkroppar för varje material testades, d.v.s. totalt bestod testet av 24 provkroppar.

Resultat: Materialet med högst böjhållfasthet var APC med $116,3 \pm 17,3$ MPa följt av MHC med $104,9 \pm 18,3$ MPa. Lägst böjhållfasthet hade FPO med $84,1 \pm 4,5$ MPa. KSS gick ej att få ut mätvärden på eftersom ingen av provkropparna frakturerade i 3-punkts böjtestet. Mellan MHC och FPO samt APC och FPO fanns det statistiskt signifikanta skillnader i böjhållfasthet, $p=0,04$ resp. $p=0,01$. Det fanns ingen signifikant skillnad mellan MHC och APC, $p=0,29$.

Slutsatser: APC samt MHC har signifikant högre böjhållfasthet än FPO. Det gick ej att dra några slutsatser om KSS eftersom frakturdata saknas. Vidare tester med större antal provkroppar och mer lämpade testmetoder behöver utföras för ett mer tillförlitligt resultat.

INLEDNING

Bettskena är en behandlingsform med flera olika användningsområden. Det är en individanpassad behandling för patienter med smärta och funktionsstörningar i käkleder och käkmuskler, s.k. temporomandibulär dysfunktion som används på natten för att få patienten att sluta bruxera och därigenom förebygga smärta i käkleder och tuggmuskler samt reducera eller stoppa tandslitage som orsakas av tandgnissling och tandpressning. Det finns också mjuka bettskenor, så kallade resiliensskenor som är en effektiv behandling för patienter med akuta käk- och ansiktssmärter. I Socialstyrelsens nationella riktlinjer för vuxentandvård finns ett vetenskapligt underlag där käkfunktionsstörning generellt uppges ha en stor påverkan på hälsan. Denna kan orsaka smärta, vävnadsskador, nedsatt förmåga att äta, tugga eller tala samt har en stor påverkan för individen både psykologiskt och socialt. Vid användning av bettskenor som relaxerings- och NTI-skena bedöms det finnas en viss risk för biverkningar som bettförändringar och ömhet (Socialstyrelsen, 2012).

För att en bettskena ska fungera optimalt så behöver den ha goda mekaniska egenskaper så att den exempelvis inte går sönder då patienten gnisslar tänder. Dessutom behöver en bettskena ha lång levnadslängd, då bettskenor är relativt dyra att införskaffa. Tandvårds- och läkemedelsförmånsverkets rekommenderade pris 2020 för en stabiliseringskena är 3 575 kr (Tandvårds och Läkemedelsförmånsverket, 2020). Socialstyrelsen bedömer dock att åtgärden har en låg kostnad per vunnen effekt (Socialstyrelsen, 2020). Egenskaper såsom en god böjhållfasthet samt motståndskraft mot nötning och långdraget slitage vid kliniska förhållanden är mycket eftertraktade (Marcel & Stawarczyk, 2020).

Vid konventionell framställning framställer tandteknikern bettskenor genom varmpolymerisering. Pulver och vätska bestående av polymer och monomer blandas, dessa reagerar med varandra och bildar polymerkedjor. För att polymerkedjorna ska härda så fullständigt som möjligt värms och pressas materialet (Buduru *et al.*, 2018). Vid digital framställning används ofta additiv teknik som 3D-printning där materialet byggs upp lager på lager och subtraktiv teknik där man fräser fram den slutliga produkten ur ett massivt block (Marcel *et al.*, 2020).

Fräsning avger en högre andel med spillmaterial i jämförelse med 3D-printing, något som leder till en större miljöpåverkan. Från *Nordisk Institutt for Odontologiske Materialer AS 2013* omnämns dock en möjlighet att återanvända spill från produktionen av frästa material

genom att addera detta vid nyframställning (Jakobsson och Larsson, 2015). Vid additiv teknik kan spillet reduceras med upp till 40 % och mellan 95-98 % av materialet kan återanvändas, därför bedöms denna framställningsmetod som mer hållbar (Alharbi *et al.*, 2016).

Numera utförs ofta intraoral scanning direkt i patientens mun vilket ger digitala avtryck som kan matas in som en 3D modell i ett digitalt designprogram. Detta möjliggör att samtliga steg i produktionen kan ske på digital väg. Men även den traditionella avtryckstagningen, där tandläkaren tar ett analogt avtryck i ett elastiskt avtrycksmaterial av patientens käkar och tänder lever kvar och är fortfarande den klart dominerande. De analoga avtrycken har kända problem såsom att de exempelvis kan innehålla luftbubblor och andra avvikelser som får avgörande konsekvenser genom hela framställningsprocessen. Detta kan leda till en bettskena som i slutändan inte har önskvärda egenskaper och inte fungerar kliniskt på patienten. Att framställa avtryck med så minimala avvikelser som möjligt är därför av högsta vikt för att uppnå en bettskena med optimal funktion, passform och komfort för patienten (Basaki *et al.*, 2017).

Materialen som i regel har högst böjhållfasthet och hårdhet är materialen som används vid fräsning och konventionella framställningsmetoder (Prpić *et al.*, 2020; Jakobsson och Larsson, 2015; Berli *et al.*, 2019). Anledningen till varför de frästa materialen har så höga värden är troligen pga. hur blocken framställts. Blocken produceras i en kontrollerad miljö med hög värme och högt tryck som resulterar i att blocken är fria från porositeter. Men enligt studier kan frästa material från olika fabriker skilja sig anmärkningsvärt i mekaniska egenskaper (Prpić *et al.*, 2020). Det är viktigt att vara medveten om olika materials mekaniska egenskaper för att kunna uppfylla korrekt funktionalitet. En patient som har bruxism behöver ha en flexibel men samtidigt hård bettskena så att den ej går sönder vid användning (Marcel och Stawarczyk, 2020). Några forskare anser dock att bettskenor som används vid bruxism inte bör vara flexibla överhuvudtaget (Prpić *et al.*, 2018).

Framställningsmetoderna som används idag har utvecklats anmärkningsvärt de senaste åren och möjliggör en snabbare samt mer effektiviserad framställningsprocess, då många steg elimineras jämfört med traditionella metoder (Strub *et al.*, 2006). Den digitala framställningen är även bättre ur hälsosynpunkt eftersom tandteknikern inte exponeras lika kraftigt för biprodukter som ångor och mikropartiklar som uppkommer under tillverkningsprocessen vid konventionellt framställda bettskenor.

De laborativa studierna som i dagsläget berör mekaniska egenskaper hos digitalt processade material som används vid bettskenor drar övergripande samma slutsats. Materialen med lägst böjhållfasthet och hårdhet är materialen som används vid additiv 3D-framställning (Prpić *et al.*, 2020; Jakobsson och Larsson, 2015; Berli *et al.*, 2019). I en av studierna hade det 3D-printade materialet så pass låg böjhållfasthet att det ej ansågs lämpat som bettskensmaterial (Jakobsson och Larsson, 2015). En annan studie visade att de 3D-printade material som undersöktes hade sådan låg hårdhet att de inte heller ansågs lämpliga att använda som material för bettskenor (Berli *et al.*, 2019).

I dagsläget är dokumentationen kring materialen som används för digitalt framställda bettskenor begränsad. Det finns endast ett fåtal studier som berör materialens mekaniska egenskaper. Syftet med denna experimentella studie var därför att utforska de mekaniska egenskaperna hos digitalt och konventionellt framställda material och deras användningsområden närmare.

MATERIAL OCH METOD

Samtliga material respektive framställningstekniker som användes i denna studie redovisas nedan i materiallista, *tabell 1*.

Tabell 1. Materialen som användes i studien

Material	Kod	Tillverkare	Framställnings teknik	Antal provkroppar
KeySplint Soft	KSS	Keystone Industries New Jersey, USA	3D-printning	6
FreePrint Ortho	FPO	Detax Ettlingen, Tyskland	3D-printning	6
ArgenP Clear	APC	Argen Dental Düsseldorf, Tyskland	Fräsning	6
Meliodent Heat Cure	MHC	Kultzer Japan	Konventionell/ varmpressning	6

Tillverkningen av provkroppar

De fyra materialen som testades var utformade som rektangulära provkroppar med måtten 64x10x3,5±0,2 mm och den mekaniska egenskap som undersöktes var böjhållfastheten. Tillverkningen av provkroppar och böjhållfasthetstestet följde ISO 20795-1, en internationell standard som används för att undersöka och utvärdera polymer för helprotes. Då det saknas en internationell standard på polymerer för bettskena har denna studie, liksom tidigare studier följt ISO 20795-1 då samma material och framställningstekniker använts till både helproteser och bettskenor.

Sammanlagt framställdes 24 provkroppar, sex av varje material. Den digitala filen för provkroppen framställdes i 3D-programmet Meshmixer (Meshmixer 3.5, Autodesk Research, San Rafael, Kalifornien, USA). Dimensionerna på provkroppen var 65x11x4 mm, då 0,5-1 mm lades till för slipmån. Filen mejlades i två olika format till Region Västerbottens C-lab på Norrlands universitetssjukhus. På C-lab framställdes sex provkroppar i KSS och sex provkroppar i FPD genom 3D-printning (Asiga Max UV, Asiga, Sydney, Australien) och

postpolymesierades (Otoflash G171, Asiga, Sydney, Australien) enl. tillverkarens rekommendation. Genom fräsning (PlanMill 50 S, Planmeca, Helsingfors, Finland) framställdes på C-lab sex provkroppar i APC. De frästa provkropparna avlägsnades från materialblocket med en diamantkaptrissa.

Totalt togs sex avtryck i silikon putty av de 3D-printade provkropparna. Avtrycken fylldes sedan med smält vax som lossades när det hade stelnat. Vaxkropparna användes sedan för att framställa provkroppar genom konventionell framställning där polymer och monomer för MHC blandades och varmpolymeriserades. Vid framställningen följdes fabrikörens anvisningar (Kulzer, 2017).

Enligt ISO-standarden ISO 20795-1 skulle provkropparna slipas med följande grovlekar; P500, P1000 och P1200. Inledningsvis utfördes slipningen med hjälp av en våtslipmaskin (LaboPol-21, Struers, Ballerup, Tyskland) på Odontologisk materialvetenskap på Odontologiska institutionen vid Umeå universitet. I maskinen användes ett slippapper med grovlek P500. Med detta papper förslipades MHC- och KSS-provkropparna. På grund av tekniska problem med slipmaskinen fick slipmomentet omstruktureras och genomfördes enligt följande beskrivning. Ett handstycke laddades med slippremsor i grovlek P500, vilka togs ut från de befintliga sliprondellskivorna som ursprungligen används i våtslipmaskinen. Bearbetningen med handstycket övergavs dock efter att det blev uppenbart att manuell handslipning möjliggjorde en mer kontrollerad slipmetod, något som blev nödvändigt för att kunna hålla sig inom de satta toleranserna på $\pm 0,2$ mm som provkropparna behövde hålla sig inom enligt ISO 20795-1. För att snabba på handslipningsmomentet användes inledningsvis även ett slippapper med grovlek P320 vilket användes på FPO och APC. Samtliga fyra material handslipades därefter med slippapper i grovlek P500, P1000 och P1200 för att uppnå sin slutgiltiga form på $64 \times 10 \times 3,5 \pm 0,2$ mm. Provkropparna mättes med ett digitalt skjutmått under slippprocessen.

Ytstrukturen kontrollerades på fyra av provkropparna och fotograferades sedan i mikroskop (M5A, Wild, Heerbrugg, Schweiz). Efter detta rengjordes provkropparna från slipdamm med etanol och papper. Provkropparna kontrollmättes med ett digitalt skjutmått för att säkerhetsställa att de höll sig inom ISO-standardens riktvärden. Därefter lades provkropparna i fyra bägare vardera - varje materialgrupp i sin egen bägare. Dessa fylldes med destillerat vatten och placerades sedan i en värmekammare (Termaks, Bergen, Norge) som konstant höll $37 \pm 2^\circ\text{C}$. Provkropparna fick ligga i vattnet i 50 ± 2 timmar enligt ISO 20795-1. Då dock allt vatten dunstade i värmekammaren behövdes detta steg upprepas varpå de små bägarna

byttes ut till en stor bägare i vilken samtliga provkroppar placerades. Den stora bägaren fylldes med destillerat vatten samt försågs med glaslock och fick ligga i värmekammaren i 48 timmar. Provkropparna flyttades därefter till en universaltestmaskin.

Böjhållfasthetstest

Provkropparna monterades i en hållare för att sedan utsättas för belastning under ett 3-punkts böjtest i en universaltestmaskin (Tinius Olsen H10KT, Elastocon, Borås, Sverige). Parametrarna som matades in i mjukvaran (QMat 5.31 T Series, Tinius Olsen, Surrey, England) var tjocklek, bredd och namn på provkroppen, vilket angavs individuellt för varje provkropp. Belastningen ökade med en hastighet av 5 mm/min och fortsatte till dess att materialet frakturerade och den maximala belastningen vid fraktur registrerades. För att undvika mindre förändringar i provtagningsmetoden över tid slumpades ordningen på testerna av provkroppar.

Följande formel användes i enlighet med ISO 20795-1 vid beräkning av böjhållfasthet (MPa):

$$\sigma = 3Fl / 2bh^2$$

F är den maximala belastningen i Newton (N) som provkroppen utsätts för.

l är avståndet i millimeter mellan fästena i hållaren med en differens på $\pm 0,01$ mm.

b är bredden i millimeter på provkroppen uppmätt före förvaring i vatten.

h är tjockleken i millimeter på provkroppen uppmätt före förvaring i vatten.

σ är böjhållfastheten i MPa.

Mjukvaran QMat 5.31 använde en liknande beräkningsformel av böjhållfasthet. En kontrollräkning av mjukvarans formel jämfördes med ISO standardens formel vilket visade samma resultat. Då beräkningarna överensstämde användes därefter Qmat 5.31 vid beräkning och sammanställningen av resultatet. Datan sammanställdes sedan i Microsoft Excel (Excel 2009 version 13231.20262, Microsoft, Redmond, Washington, USA). Resultatet blev avrundat till en decimal. Signifikansnivån vid jämförelser sattes till $p < 0,05$.

Fyra provkroppar, en i varje materialgrupp, hade en avvikelse på längden av provkroppen då dessa var aningen korta (0,2-0,4 mm) men eftersom detta mått inte användes i beräkningsformeln för MPa ansågs provkropparna ändå vara lämpade att använda vid experimentet. Längdmåttet som användes i beräkningsformeln var måttet mellan fästena på konstruktionen som höll provkroppen på plats under 3-punkts böjtestet.

För *Material och produktsammanställning* se sida 21-23.

För *Bilddokumentation* se sida 24-25.

Etiska ställningstaganden

Denna experimentella studie bestod av en laboration där resultatet jämfördes med resultaten ur tidigare studier. Artiklarna som refereras till i denna studie är huvudsakligen referentgranskade och uppfyller kraven i Helsingforsdeklarationen 2013. I denna studie har även ett examensarbete använts. Eftersom artikeln är upplagd på Malmö University Electronic Publishing så ansågs även den vara granskad.

Vid laborationen förekom ingen personlig information eller tester på patienter då testerna genomfördes på rektangulära provkroppar. Resultatet från denna laboration kan vara till hjälp vid framtida val av material och framställningstekniker vid behov av bettskenor. Eventuellt kan studien även belysa vilka material och framställningstekniker som behöver vidareutvecklas. Genom att utveckla digitala tekniker som fräsning och 3D-printning blir behandling smidigare då dessa metoder är mer tidseffektiva än konventionell teknik. Dessutom är dessa tekniker säkrare för tandteknikerna då teknikerna inte avger biprodukter som ångor och mikropartiklar som är farliga att andas in.

RESULTAT

Samtliga provkroppar i MHC, APC och FPO fakturerade vid 3-punkts böjtestet. Ingen av KSS provkropparna fakturerade vid 3-punkts böjtestet. Detta innebär att mätvärden på böjhållfastheten hos KSS saknas. Provkropparna trycktes ned till stopp utan att de frakturerade. Resultaten visade att materialet med högst uppmätt böjhållfasthet var det frästa materialet APC med $116,3 \pm 17,3$ MPa. Det konventionellt framställda MHC hade ett medelvärde på $104,9 \pm 18,3$ MPa och det 3D-printade FPO $84,1 \pm 4,5$ MPa. T-testen visade att det fanns statistiskt signifikant skillnad på böjhållfastheten mellan MHC och FPO ($p=0,04$) samt APC och FPO ($p=0,01$). Det fanns ingen statistisk skillnad mellan MHC och APC ($p=0,29$). För detaljerade resultat, se *tabell 2*.

Tabell 2. Detaljerad redovisning av resultat

Material	KeySplint Soft	FreePrint Ortho	ArgenP Clear	Meliodent Heat Cure
Antal provkroppar	6	6	6	6
Medel (MPa)	-	84,1	116,3	104,9
Min (MPa)	-	76,1	107,6	87,7
Max (MPa)	-	87,7	151,1	140,3
Standardavvikelse	-	$\pm 4,5$	$\pm 17,3$	$\pm 18,3$

DISKUSSION

I denna experimentella studie testades böjhållfastheten hos fyra material som används vid olika framställningsmetoder av bettskenor. Hypotesen var att materialet med högst böjhållfasthet skulle vara det frästa materialet, följt av det konventionella materialet samt att det 3D-printade materialen skulle ha lägst böjhållfasthet. Resultatet indikerar delvis ett visst stöd för hypotesen, då FPO uppvisade det lägsta böjhållfastheten. Dock visade resultatet ingen statistiskt signifikant skillnad mellan APC och MHC, därför överensstämmer inte denna del av hypotesen. Då 3-punkts böjtestet av KSS inte gav någon frakturdata kan materialet inte knytas till hypotesen.

Det innebar att KSS har hög flexibilitet då provkropparna blev plastiskt deformerade vid 3-punkts böjtestet. Detta var ett intressant resultat sett till de andra provkropparnas böjhållfasthet. Dock anses det bättre att använda ett material med låg flexibilitet vid behandling av bruxism så att bettskenan inte frakturerar (Marcel och Stawarczyk, 2020). Vissa forskare anser även att bettskenor som används vid bruxism inte bör vara flexibla alls (Prpić *et al.*, 2018). Utifrån dessa studier är det eventuellt tveksamt att använda KSS som materialval vid behandling av patienter med bruxism. I dagsläget finns det bristfälligt med dokumentation som berör flexibla material och dess användningsområden för bettskenor.

Resultatet i denna studie stämmer därmed överens med de övergripande resultaten från tidigare studier (Prpić *et al.*, 2020; Jakobsson och Larsson, 2015; Berli *et al.*, 2019). Dock registrerades stora standardavvikelser hos MHC $\pm 18,3$ MPa och APC $\pm 17,3$ MPa. Anledningen till detta kan bero på att kalibreringen i universaltestmaskinen var inkorrekt vid de första provtillfällena. En indikation på detta var att två av de första provkropparna hade en mycket högre böjhållfasthet än resterande prover, vilket resulterade i den stora spridningen av testvärdena. Resultatet är därför svårtolkat men indikerar att MHC och APC inte är förutsägbara material pga. de stora avvikelserna och spridningen, 87,7–140,3 MPa resp. 107,6–151,1 MPa. FPO anses däremot vara ett förutsägbart material eftersom standardavvikelsen var mindre, $\pm 4,5$ MPa, och även spridningen, 76,1–87,7. Samtliga material som gick att fraktureras uppfyllde dock rekommenderad böjhållfasthet enligt ISO-standard ISO 20795-1 på 65 MPa.

Även om spridningen var lägre för FPO var böjhållfastheten avsevärt lägre än för de andra testade materialen. Samtliga värden på böjhållfastheten för FPO var lägre eller lika stort som de absolut lägsta uppmätta värdena för MHC 87,7 MPa och APC 107,6 Mpa. Här kan det argumenteras om såvida man föredrar ett förutsägbart material framför ett material som har högre mekaniska egenskaper men som samtidigt inte är lika förutsägbart.

Det finns delade uppfattningar om det är framställningstekniken eller materialet som påverkar slutproduktens mekaniska egenskaper. Exempelvis skiljer sig de mekaniska egenskaperna mellan olika fabrikanter material som används vid fräsningen. Forskning har då ansett att det är materialets kemiska sammansättning som skiljer sig och påverkar bland annat materialets böjhållfasthet (Prpić *et al.*, 2020).

Andra forskare anser att framställningstekniken har stor inverkan på slutproduktens mekaniska egenskaper - till exempel finns det olika tekniker med vilka man kan postpolymerisera 3D-printade material. I en studie testades tre olika postpolymerisationsenheter och deras inverkan på tre 3D materials hårdhet. Forskarna kom fram till att provkropparna fick olika hårdhet beroende på vilken enhet som hade använts. En av enheterna som generellt gav provkropparna högst hårdhet var Otoflash G171 (Reymus och Stawarczyk, 2020), samma enhet som användes för att postpolymerisera KSS och FPO i föreliggande studie.

Det finns även studier som menar att printriktningen påverkar materialets mekaniska egenskaper. Material som är printade vertikalt har signifikant högre böjhållfasthet än material som är printad horisontellt (Shim *et al.*, 2019). Dessutom har vertikalt printade material signifikant högre tryckhållfasthet än material som printas horisontellt (Alharbi *et al.*, 2016). De 3D-printade provkropparna FPO och KSS i denna studie var printade i en horisontell riktning. Detta innebär då att om provkropparna hade varit framställda i en vertikal riktning hade böjhållfastheten kunnat öka, speciellt hos FPO.

Det finns även studier som visar att det går att förbättra de mekaniska egenskaperna hos konventionella material genom att polymerisera materialen under tryck och värme. I en studie polymeriserades olika kompositprovkroppar under tryck där högsta trycket var 1,06 MPa. Resultatet visade att några av materialens brottgräns och styvhet blev bättre, men vissa material fick även sämre egenskaper (Brosh *et al.*, 2002). En annan studie utsatte två konventionella material för tryck på 500 MPa med en temperatur på 70°C. Resultatet var att de mekaniska

egenskaper som elasticitetsmodulen, hållfastheten och böjhållfastheten blev sämre, då det uppkom inre stress i materialets sammansättning (Murakami *et al.*, 2013).

En felkälla som kan ha påverkat resultatet var att det saknas kontroll över framställningsprocessen av de 3D-printade samt de frästa provkropparna då dessa tillverkades externt - här kan faktorer ha uppstått som inverkat på slutresultatet. En annan felkälla är slipmomentet, då provkropparna i detta fall behövde handslipas. Om provkropparna blivit maskinslipade hade framställningsprocessen varit mer kontrollerad. Ytterligare en felkälla är misstanken om att universaltestmaskinen kan ha varit fel kalibrerad och därmed angett fel värden. Dessutom kan det spekuleras kring eventuell påverkan vid upprepandet av vattenexponeringen i värmekammaren men detta bedömdes dock ej ha någon större inverkan på slutresultatet. Detta eftersom materialet bara kan mättas av en viss mängd vätska samt att provkropparna redan hunnit torka före upprepningen av detta moment.

För att utveckla detta experiment hade fler provkroppar behövt ingå. Genom att ha fler provkroppar hade standardavvikelsen sannolikt blivit mindre, då tydligt avvikande data hade kunnat exkluderas. För att kunna fördjupa resultatet om materialen hade fler tester behövt utföras. Detta gäller speciellt KSS, då ett dragprov troligen kan ha varit ett lämpligare test att utföra på materialet. Ytterligare en utveckling på experimentet skulle kunna vara att undersöka materialens egenskaper efter artificiellt åldrande då det finns studier som menar att materialens mekaniska egenskaper försämras (Arslan *et al.*, 2018; Berli *et al.*, 2019).

SLUTSATSER

Baserat på resultatet av denna experimentella studie är slutsatserna följande:

- APC samt MHC har signifikant högre böjhållfasthet än FPO.
- Samtliga KSS provkroppar fraktureras ej men uppvisade en hög flexibilitet. Det gick dock ej att dra några vidare slutsatser om KSS förutom att de inte gick att frakturera eftersom frakturdata saknas.
- Vidare tester med större antal provkroppar och mer lämpade testmetoder behöver utföras för ett mer tillförlitligt resultat.

REFERENSER

Artiklar i tidskrifter:

Arslan M, Murat S, Alp G, Zaimoglu A. Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures, *International Journal of Computerized Dentistry* 2018; 21: 31-40.

Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J et al., Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices, *The Journal of Prosthetic* 2020; 16: Online PDF.

Buduru S, Talmaceanu D, Baru O, Buduru R, Szuhanek C, Mesaros A. CAD-CAM Occlusal Splints: Milling and Printing Methods, *Revista de Chimie -Bucharest-* 2018; 69: (12).

Marcel R, Hickel R, Keßler A. Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing, *Clinical Oral Investigations* 2020; Online PDF.

Marcel R, Stawarczyk B. In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices, *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2020; Online PDF.

Prpić V, Slacanin I, Schauperl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication, *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2018; 121: 955-959.

Prpić V, Schauperl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of Mechanical Properties of 3D-Printed, CAD/CAM, and Conventional Denture Base Materials, *Journal of Prosthodontics* 2020; 29: 524-528.

Shim JS, Kim J-E, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations, *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2019; 124: 468-475.

Handsökningar:

Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016; 115: 760-767.

Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate PMMA *Journal of Prosthodontics* 2018; 29: 341-349.

Basaki K, Alkumru H, De Souza G, Finer Y. Accuracy of Digital vs Conventional Implant Impression Approach: A Three-Dimensional Comparative In Vitro Analysis, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2017; 32: 792–799.

Brosh T, Ferstand N, Cardash H, Baharav H. Mechanical Properties Of Light-Polymerized Composites, *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2002; 88: 381-387

Jakobsson J, Larsson S. Böhållfasthet och ytabrasion hos polymerer beroende på tillverknings teknik för bettskenor Varmpolymerisat, fräsning och 3D-printing, Malmö University Electronic Publishing 2015 Online PDF.

Murakami N, Wakabayashi N, Matsushima R, Kishida A, Igarashi Y. Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA denture base resin, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2013; 20: 98-104.

Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities, *The Journal of the American Dental Association* 2006; 137: 1289-96.

Webbsidor:

Person ansvarig för sidan: Julian Baranowski
Bettfysiologi, Bettskenor [Citerad 2020 10 Sep]

<https://www.internetodontologi.se/bettfysiologi/bettskenor/>

Person ansvarig för sidan: Julian Baranowski

Diagnosprocess vid käksmärta. [Citerad 2020 10 Sep]

<https://www.internetodontologi.se/bettfysiologi/diagnosprocess-vid-kaksmarta/>

Person ansvarig för sidan: Webbansvarig

E-post: info.lab@kulzer-dental.com

Meliodont Heat Cure bruksanvisning [Citerad 2020 15 Okt]

https://www.kulzer.com/media/webmedia_local/downloads_new/meliodont_1/medliodont_hc/GBA_MelioDent_HC_Regio_INT.pdf

Person ansvarig för sidan: Webbansvarig

E-post: webbansvarig@socialstyrelsen.se

Socialstyrelsens nationella riktlinjer för behandling. [Citerad 2020 15 Okt]

<https://www.socialstyrelsen.se/globalassets/sharepoint-dokument/artikelkatalog/nationella-riktlinjer/nr-vuxentandvard-vetenskapligtunderlag.pdf>

Person ansvarig för sidan: Webbansvarig

E-post: registrator@tlv.se

Tandvårds och Läkemedelsverket [Citerad 2020 19 Okt]

<https://www.tlv.se/tandvard/referensprislista.html>

Övriga referenser:

International Organization for Standardization. Draft International Standard

ISO/DIS 20795-1 Dentistry Base Polymer, Part 1: Denture Base Polymers. 2007

BILAGOR**Bilaga 1. Sökstrategi och antal träffar***Sökning i PubMed:*

Söktermer	Antal träffar	Sökt under perioden
denture base AND 3D	64	2020-09-15 - 2020-10-15
occlusal AND splints AND 3D	79	2020-09-15 - 2020-10-15
splints AND dentistry AND 3D AND printed	43	2020-09-15 - 2020-10-15
splints AND mechanical properties	118	2020-09-15 - 2020-10-15
dentistry AND material AND mechanical properties AND resin AND digital	87	2020-09-15 - 2020-10-15

Sökning i SCOPUS:

Söktermer	Antal träffar	Sökt under perioden
splints AND dentistry AND 3D AND printed	10	2020-09-15 - 2020-10-15

Bilaga 2. Material och produktsammanställning*Sammanställning över använt material, produkter och apparatur.*

	Program / Mjukvara	Version / Användning	Tillverkare / Land
1.	Meshmixer	3.5 / STL Fil	Autodesk / San Rafael, Kalifornien, USA
2.	QMat	5.31 / Bøjtest	Tinius Olsen / Surrey England
3.	Excel	2009 13231.20262	Microsoft / Redmond, Washington, USA
4.	Word	2009 13231.20262	Microsoft / Redmond, Washington, USA

	Produkttyp	Produktnamn	Tillverkare
1.	3D-printer på C-lab	Asiga Max UV	Asiga Sydney, Australien
2.	Alkohol att torka av provkroppar	Etanol (D-Sprit 95%)	KiiltoClean Malmö, Sverige
3.	Blästermaskin	Vario Basic, 2960-0000	Renfert Hilzingen, Tyskland
4.	Blästringsmaterial	Cobra 110 um 150 Mesh White	Renfert Hilzingen, Tyskland
5.	Diamantrissa	Diamond disc	Edenta Au, Schweiz
6.	Digitalt skjutmått	Fino Digital Caliper 0-100 mm	PAV - Distr i Sverige KmK instrument AB HK i Schweiz men tillverkas i Vaduz, Liechtenstein
7.	Dragskåp	Dragskåp	Sävar Snickeri Sävar, Sverige
8.	Fräs på C-lab	PlanMill 50 S	Planmeca Helsingfors, Finland

9.	Gips Typ 2	Hera Moldabaster	Kulzer Hanau, Tyskland
10.	Gips Typ 3	Type III Dental Stone	Coecal Alsip, Illinois, USA
11.	Handmaskin slip	K9 EWL Foot Control Pedal Type 920 D-7970	KaVo Leutkirch im Allgäu, Tyskland
12.	Hydraulisk Press	C305800 Pressa PO 3	Zhermack Technical Badia Polesine, Italien
13.	Isoleringsmedel	Vivadent Alginat Isolering Separating Fluid	Ivoclar Schaan, Liechtenstein
14.	Kok, Temperatur 98 C	Kötterman	Kötterman Uetze, Tyskland
15.	Mikroskop för fotografering	M5A	Wild Heerbrugg, Schweiz
16.	Miniräknare	Scientific Calculator fx-82ES	Casio, Tokyo, Japan
17.	Postpolymerisations Enhet på C-lab	Otoflash G171	Asiga, Sydney, Australien
18.	Provkropp	ArgenP Clear	Argen Dental Düsseldorf, Tyskland
19.	Provkropp	FreePrint Ortho	Detax Düsseldorf, Tyskland
20.	Provkropp	KeySplint Soft	Keystone Industries New Jersey, USA
21.	Provkropp	Meliodent Heat Cure	Kulzer, Japan
22.	Putty	Giroform Silicone Putty	Amann Girrbach, Koblach
23.	Slippapper P500	CarbiMet SiC Abrasive Paper P500	Buehler Lake Bluff, IL, USA
24.	Slippapper P500	SiC Paper #500	Struers Bellerup, Danmark
25.	Slippapper P1000	SiC Nass- Schleifpapier	Wirtz Buhler Esslingen, Tyskland
26.	Slippapper P1200	SiC-Paper, Grit 1200	Struers Bellerup, Danmark

27.	Universaltestmaskin Böjhållfasthet	Tinius Olsen H10KT	Elastocon Borås, Sverige
28.	Vakuumblandare	Twister Ref 18260000	Renfert Hilzingen, Tyskland
29.	Vaselin	Fino Vaselin	Forstec Mangelsfeld, Tyskland
30.	Vax Rosa	Biteblocks for detailed occlusal records	Metrodent Huddersfield, England
31.	Vaxurspollningsaparatur Temperatur 97 C	EWL Type 5522	KaVo Leutkirch im Allgäu, Tyskland
32.	Vibrationsmaskin	D-R 640	Harnisch+Rieth Winterbach, Tyskland
33.	Våtslipmaskin	LaboPol-21	Struers Bellerup, Danmark
34.	Värmekammare Temperatur 37 °C	Termaks	Termaks Bergen, Norge

Bilaga 3. Bilddokumentation

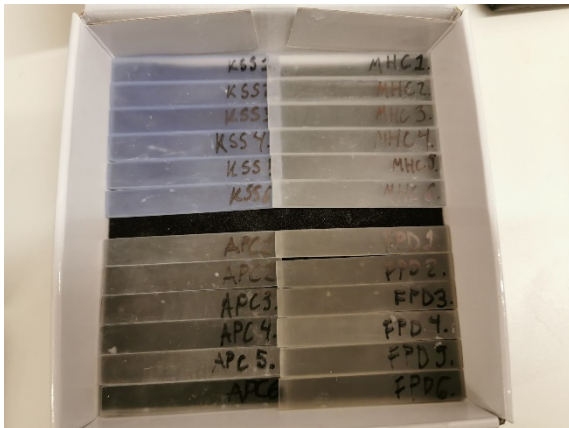
Sammanställning av bilder tagna för dokumentation under framställningsprocessen.



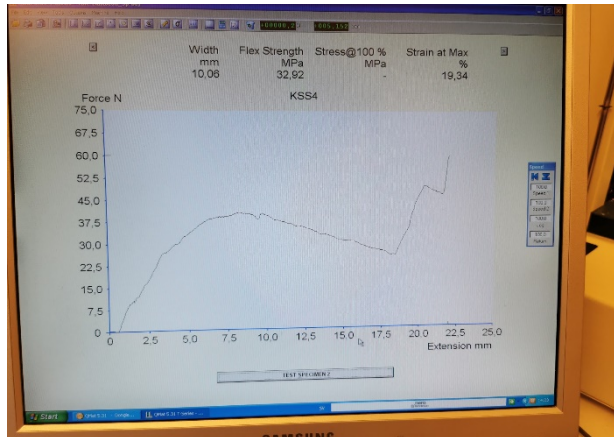
Figur 1. Vax hälls upp i puttyavtryck tagna från de 3D-printade provkropparna



Figur 2. Vaxmodellerna placerades tre och tre i gipset och får stelna i varsin kyvett.



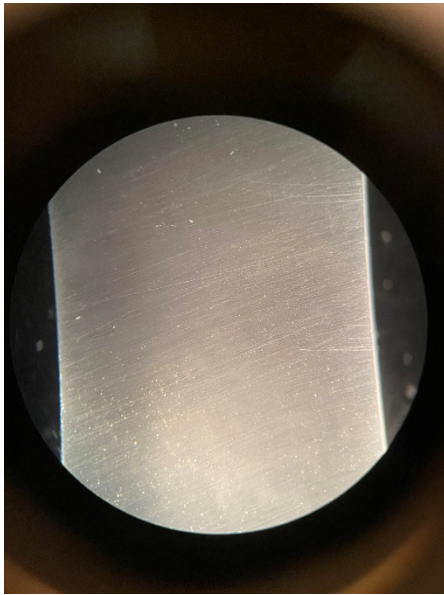
Figur 3. De färdiga provkropparna efter tillslipning, innan rengöring i etanol.



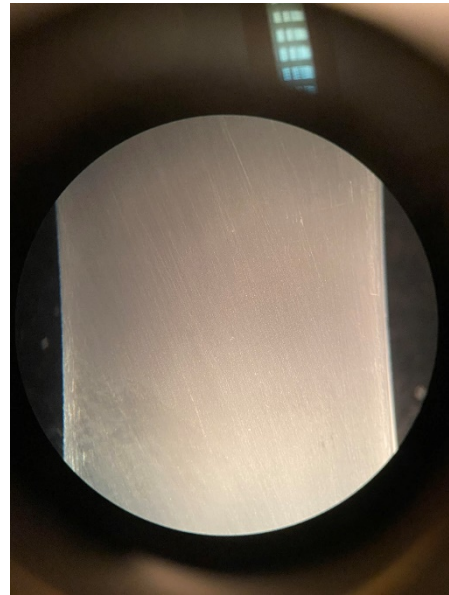
Figur 4. Diagram med kurva i MPa under ett böjtest där själva datan läses ut.

Bilaga 4. Dokumentation av ytstruktur

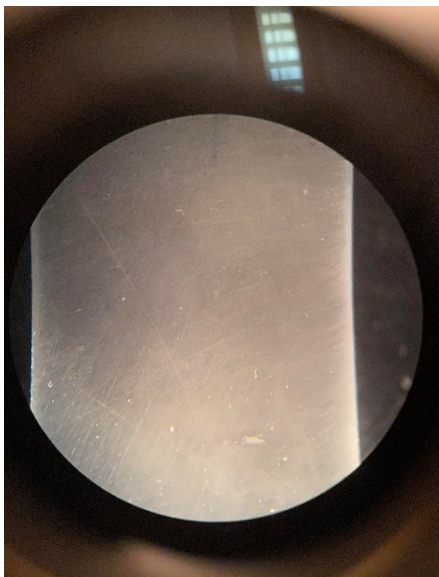
Sammanställning av bilder tagna i mikroskop (Wild M5A) för att dokumentera ytstruktur efter bearbetning med sandpapper, (innan rengöring i etanol.)



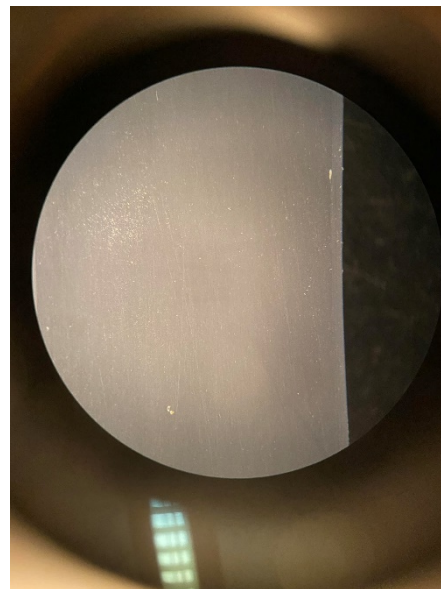
Figur 5. Provkropp 1 (KSS 1)



Figur 6. Provkropp 2 (MHC 1)



Figur 7. Provkropp 3 (APC 1)



Figur 8. Provkropp 4 (FPO 1)