



MALMÖ HÖGSKOLA



Böjhållfastheten på protesbasmaterial lagat och förstärkt med CrNi-tråd-, glasfiber- eller metallnät.

I samband med tillverkning eller vid lagning.

Marion Daniel
Midia Ali Abduljalil

Handledare: Lars Olsson odont. Magister/tandtekniker

Examensarbete (15 hp)
Tandteknikerprogrammet
Maj, 2013

Malmö högskola
Odontologiska fakulteten
205 06 Malmö

Sammanfattning

Syfte

Syftet med föreliggande studie är att undersöka hållfastheten på protesbasmaterial polymetylmetakrylat med förstärkning (CrNi-tråd, glasfiber eller metallnät) i materialet i samband med tillverkning eller vid lagning samt jämföra med orörd protesbasmaterial och konventionell lagning.

Material och metod

Sammanlagt tillverkades 80 provkroppar i varmpolymerisat (FuturAcryl 2000). Efter tillverkningen förvarades provkropparna i avhärdat, rumstempererat vatten under testperioden. Provkropparna delades upp i två huvudgrupper, tillverkning och lagning. Varje huvudgrupp hade 40 provkroppar varav 30 var förstärkta. De övriga 10 var kontrollgrupp från tillverkningsgruppen och konventionell lagning från lagningsgruppen. Provkropparna i lagningsgruppen termocyklades innan de knäcktes för att sedan förstärkas, lagas och återigen termocyklas. Till lagningen användes kallakrylat (FuturaPress N). Tillverkningsgruppen förstärktes innan termocyklning. Till sist utfördes trepunktsböjhållfasthetstest. Resultatet analyserades med One-way ANOVA, Tukey's test och Student t-test. Signifikantnivån var $\alpha = 0,05$.

Resultat

Kontrollgruppen hade högst böjhållfasthet, ett medelvärde på 90 MPa och lägst hade lagningsgruppen med ett medelvärde på 47 MPa. Den förstärkning som hade högst värde i tillverkningsgruppen var glasfiber och i lagningsgruppen var det gruppen med metalltråd.

Slutsats

Böjhållfastheten på orört protesbasmaterial är det optimala. Protesbasmaterial lagad med konventionell lagning bör förstärkas med glasfiber eller metalltråd. Det finns en skillnad mellan tillverkningsgruppen och lagningsgruppen, och därmed kan nollhypotesen förkastas.

Innehållsförteckning

Inledning

Bakgrund	6
Varmpolymerisat PMMA	6
Kallpolymerisat PMMA	6
Frakturer	7
Förstärkningar	7
Syfte	8
Nollhypotes	8

Material och metod

Varmpolymerisat	10
Termocykling	11
Förstärkning	11
Slipning och lagning	12
Kallpolymerisat	12
Trepunktstest	12

Resultat	14
-----------------	----

Diskussion	16
-------------------	----

Slutsats	19
----------	----

Referenser	20
-------------------	----

Slutord	22
----------------	----

Bilagor

1. Material*
2. Apparatur**
3. Resultat, hållfasthetsvärden

Inledning

Bakgrund

Polymetylmetakrylat (PMMA) togs i bruk 1937 och har sedan dess dominerat den dentala marknaden eftersom materialet är relativt billigt och lätt att arbeta med. PMMA har goda egenskaper så som styvhet, stabilitet och bra estetik. Det material som tidigare funnits är vulkaniserat gummi som kallas för kautschuk. Detta material var svårare att tillverka och det var inte tillräckligt estetiskt.^(1,2,3,4,5) Även PMMA har sina svagheter, den är känslig vid slag och utmattning. Än idag har man inte hittat något nytt protesbasmaterial som kan ersätta PMMA. Men det finns sätt att förbättra protesbasmaterialen, genom olika förstärkningar som finns ute på dentala marknaden, bland annat metalltråd, glasfiber och metallnät.^(6,7)

Varmpolymeriserat PMMA

Det konventionella varmpolymeriserade PMMA-materialet består av pulver polymetylmetakrylat och MMA som är vätska metylmetakrylat. Det finns även en initiator, till exempel benzoyl-peroxid i polymeren och i vätskan finns en inhibitor, till exempel hydrokinon, som har till uppgift att motverka att vätskan polymeriserar vid förvaring. För att få igång polymerisationen krävs det en aktivator, en temperatur på 70° C, som sedan höjs till 95° C för att få en optimal polymerisation.^(6,8) Ur benzoyl-peroxid bildas fria radikaler som börjar bilda långa kedjor (*poly me'ros* betyder flera delar) tills processen termineras. Polymerisationen kan termineras av flera olika faktorer, till exempel att det är slut på monomer, att kedjorna krockar eller att en fri radikal ansluter i slutet på kedjan.^(5,6)

Kallpolymeriserat PMMA

Det kallpolymeriserande PMMA-materialet är en självhårdande polymer. Användningsområdet för kallakrylat inom odontologin är bland annat reparation och rebasering av proteser.^(2,3,9,10) Polymerisationen påskyndas vid en temperatur på 45-55° C och på grund av de korta kedjorna är materialet mer känsligt för utmattningsbrott och får ett lägre böjhållfasthetsvärde och det avger dessutom mer restmonomer, upp till 5 procent.^(9,11) Hållfastheten på lagat protesbasmaterial med kallakrylat uppnår endast 35-75 procent av den hållfasthet som varmpolymeriserat vanligen har.⁽¹⁰⁾

Frakturer

De vanligast förekommande frakturerna på basmaterialen i proteser har främst två orsaker: slag eller utmattning. Slagkraften förekommer till exempel om man tappar protesen.

Utmattningsbrott kan förekomma under tuggning på grund av dålig passform till slemhinnan, obalanserad ocklusion och temperaturväxling. Utmattningsprocessen kan utvecklas av mikrosprickor i spänningskoncentrationsområdena med fortsatt belastning tills en fraktur uppstår, som oftast uppstår i mittlinjen av protesen.^(4,12)

Förstärkningar

För att fördröja frakturer i protesbasmaterial förstärks protesen genom att lägga in förstärkning i dragzonen, närmast lagningsytan. Kompressionszonen är där kraften uppstår och mellan dessa två zoner finns en neutral zon. Förstärkningarna placeras i dragzonen för en optimal hållfasthet.^(13,14) Förstärkning av protesbasmaterial kan ske i samband med tillverkning av protesen eller vid lagning. Förstärkning av protesbasmaterialen kan göras med metalltråd, glasfiber eller metallnät. Materialet till metalltråd kan vara till exempel titan eller kobolt krom-legeringar med olika längder, tjocklekar, flätade, runda eller halvrunda.^(7,12,15,16,17)

Det har gjorts många försök att förstärka akryl med olika metallinlägg. När förstärkningsmaterial används vid lagning uppstår spänningskoncentrationen runt den inbäddade förstärkningen vilket gör att det snarare blir en försvagning än en förstärkning. Spänningskoncentrationen beror på krympningen i samband med polymerisationen. Bindningen mellan akrylat och all förstärkning har stor betydelse för hållfastheten. Bindningen förbättras genom sandblästring/bonding.^(15,16,18,19)

Bondingen kan vara till exempel resin som binder metall kemiskt till akrylen för en bättre hållfasthet i protesbasmaterialen. Många gånger behandlas inte metallen och därmed försämras bindningen mellan metall och akryl.^(1,18)

Ett annat sätt att förstärka en protes är med hjälp av glasfiber. Glasfiber ger en ökad styvhet, seghet, bättre estetik och en god bindningsförmåga till protesbasmaterialen.

Glasfibermaterialet finns i olika former; vävd, löst eller i fiberbuntar. Det som behövs är god vidhäftning mellan polymermatrisen och glasfibern. Obehandlade glasfibermaterial binder sämre och försvagar protesbasmaterialen^(11,13,20) Vallittu et al har gjort studier om

glasfibermaterial, dess mängd, behandlad och obehandlad, placering mm. Forskning om användning av glasfiberförstärkning av PMMA pågår än idag.

Föreliggande studie bygger delvis vidare på tidigare kandidatexamensarbeten^(4,5) vid Odontologiska fakulteten, dock ligger focus på förstärkning medan de andra arbetena om olika lagningstekniker. Denna studie gjordes på grund av att det inte har gått att finna studier som jämfört insättningen av förstärkningar i samband med tillverkning och vid lagning av protesbasmaterial.

Syfte

Syftet med föreliggande studie är att undersöka hållfastheten på protesbasmaterialet polymetylmetakrylat med förstärkning (CrNi-tråd, glasfiber eller metallnät) i materialet i samband med tillverkning eller vid lagning samt jämföra med orörd protesbasmaterial och konventionell lagning.

Nollhypotes

Hållfastheten på protesbasmaterial i varmpolymerisat påverkas inte av olika förstärkningar i samband med tillverkning eller vid lagning med kallakrylat.

Material och metod

Material som användes i studien är märkta med * som finns i tabell 1 samt bilaga 1. Apparatur som användes i studien är märkta med ** och finns i bilaga 2.

Provkropparna framställdes i vax* med hjälp av en aluminiumform (Figur 1) som är från tidigare studier, storlek 50x12x3 mm. Sammanlagt framställdes 80 stycken provkroppar.



Figur 1. Aluminiumform

Tabell 1. Gruppindelning

Grupp	Förstärkning	Material/Tillverkare	Vid tidpunkt	Antal
TN	Metallnät	Rostfritt stål/Dentarium	Tillverkning	10
LN	Metallnät	Rostfritt stål/Dentarium	Lagning	10
TT	Metalltråd	Cr-Ni/Scheu	Tillverkning	10
LT	Metalltråd	Cr-Ni/Scheu	Lagning	10
TG	Glasfiber	Glasfiber/Stick	Tillverkning	10
LG	Glasfiber	Glasfiber/Stick	Lagning	10
L	Lagning	PMMA FutursPressN/Schütz	Lagning	10
K	Kontrollgrupp	PMMA FuturAcryl 2000/Schütz	Orörd	10

Varmpolymerisat



Figur 2. Inbäddning

Kyvetternas insida isolerades med vaselin*. Typ III-gips* blandades enligt fabrikantens anvisning och provkropparna lades liggande i kyvetterna (Figur 2). Varje kyvetthalva fick stelna i 20 min, därefter isolerades med "separating fluid" innan andra halvan fylldes med gips. Kyvetterna spolades rena i en spol** och kyvetthalvorna isolerades* igen och torkades i rumstemperatur. Akrylen (FuturAcryl2000) blandades enligt fabrikantens anvisning: 20 g pulver och 8 g vätska per kyvett. Akrylen sintrades i 10 min under lock. Akrylmassan lades i håligheter och kyvetterna pressades** långsamt tills 150 bars tryck uppnåddes. Kyvetterna lades ner i rumstempererat vatten med en temperaturstigning till 70° C

(35 min), därefter hölls en konstant temperatur i 60 min, sedan höjdes temperaturen under 30 min till 95° C som hölls konstant i 20 min. Kyvetterna kyldes i ett kallt bad i 30 min. Den totala tiden för polymerisationen blev 2 h 55 min. Provkropparna (Figur 3) klipptes upp från kyvetthalvorna och lades i avhärdat rumstempererat vatten i ett dygn.



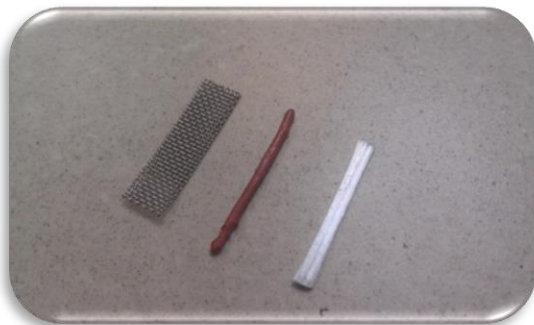
Figur 3. Provkroppar

Provkropparna planslipades** på sandpapper med vattenkylning till önskad storlek (50x11x4), putsades med pimpsten* och polerades* tills en blank yta var uppnådd.

Termocykling

Alla 80 provkropparna termocyklades** och växlade mellan två bad 5° C och 55° C i 5000 cyklar. En cykel varade i 60 sekunder, 20 sekunder i varje bad och en växlingstid på 20 sekunder. Lagningarna som utgjorde 40 provkroppar, termocyklades två gånger. En gång innan lagning och en gång efter lagning/förstärkning.

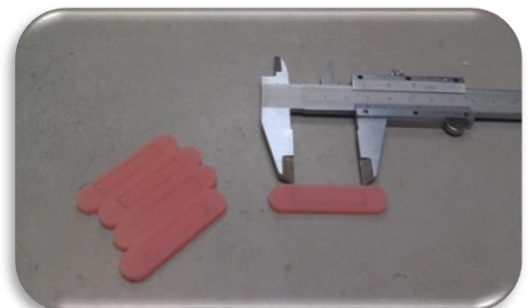
Förstärkning



Figur 4. Förstärkningar

De provkroppar som förstärktes var sammanlagt 60 stycken. Hälften av dessa provkroppar förstärktes direkt efter tillverkningen, tillverkningsgruppen, medan de övriga 30 provkropparna förstärktes efter termocykling, lagningsgruppen.

De resterande 20 provkropparna var kontrollgrupp och konventionell lagning med kallakryl. Provkropparna förstärktes med tre olika material, rund CrNi-metalltråd på 1,0 mm i diameter (hård), glasfiber och metallnät (Figur 4). Metalltråden bockades och rätades ut på två ställen med en ”barbender”. Ändarna avrundades med en gummitrissa, sandblästrades* med 50 µm aluminiumoxid med 2 bars tryck i 1-2 min med 10-15 cm avstånd, bondades* och ljushärdades*. Glasfibermaterialen

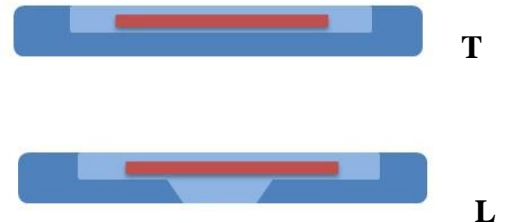


Figur 5. Mätning

behandlades med Stick[®] Resin* och ljushärdades** enligt fabrikantens anvisning. Metallnätet behandlades inte.

Slipning och lagning

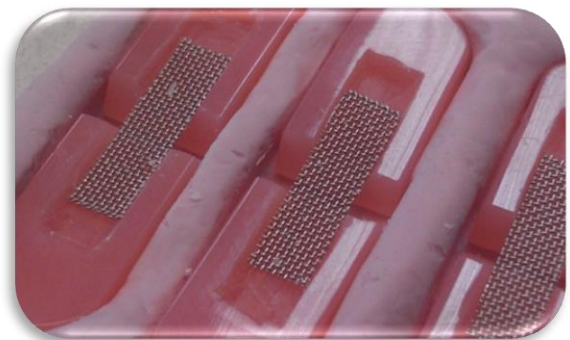
Samtliga provkroppar som tillhörde lagningsgruppen, knäcktes, förstärktes och lagades efter termocykling. En mittlinje från kortsidan markerades på provkropparna, kapades två mm med en kaptrissa och resterande två mm knäcktes för hand. En skåra slipades i mitten med hjälp av ett hjulfräs och fissurborr till önskade storlekar, beroende på förstärkning. (Figur 10) Metalltråd hade en skåra på 30x2x2 mm, glasfiber 30x2x5 mm och metallnät 30x2x6 mm. Provkropparna lades i en puttyform. Storleken på formen komparerades för krympningen vid polymerisationen. Kanterna avfasades med 45° vinkel och avståndet mellan delarna slipades mellan 2-4 mm på varje provkropp (Figur 6,7). Provkropparna i tillverkningsgruppen kapades inte, det gjordes endast ett urtag för förstärkning. (Figur 6)



Figur 6. Slipning

Kallpolymerisat

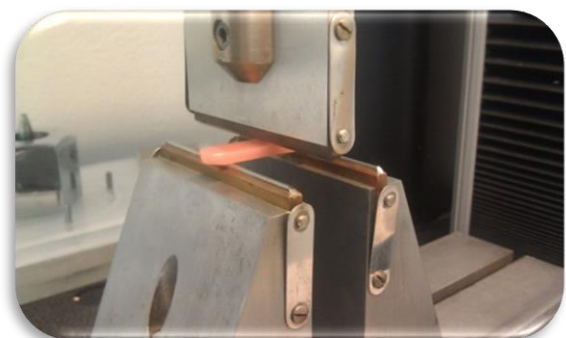
Innan förstärkningarna lades i skåran behandlades ytan med monomer. Akrylen (FutursPress N) blandades enligt fabrikantens anvisning: 13 g pulver och 7 g vätska. Provkropparna lades i en puttyform och fixerades med klibbvax.* Förstärkningarna lades i provkropparna och sedan hälldes kallakryl i och polymeriserades i tryckkok** i 30 min på 45° C. Efter polymerisationen förvarades provkropparna i rumstempererat vatten i ett dygn. Ytorna slipades, polerades med pimpsten och poleringsmedel.



Figur 7. Lagning nät

Trepunktstest

Samtliga provkroppar utsattes för ett trepunktsböjhållfasthetstest** med en belastnings-hastighet på 5 mm/min tills fraktur



Figur 8. Böjhållfasthetstest

uppstod (Figur 8,9). Avståndet mellan valsarna var 35 mm. Provkropparna placerades med den minsta lagningsytan mot kraften (Figur 8,10). För att beräkna böjhållfastheten i MPa används följande formel: $S = 3LP/2WT^2$

S: Böjhållfasthet (MPa)

L: avståndet mellan valsarna (mm)

P: kraften (Newton)

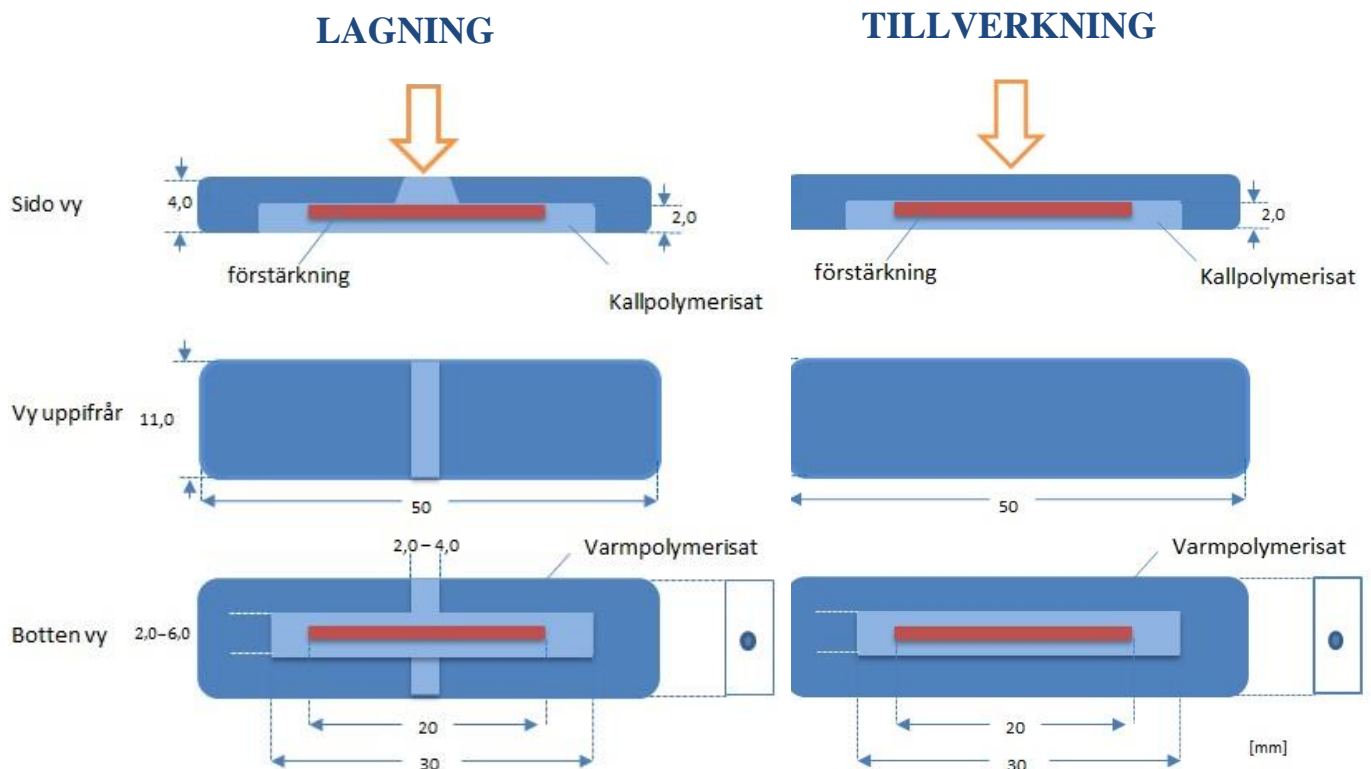
W: provkroppens bredd (mm)

T: provkroppens tjocklek (mm).



Figur 9. Frakturer

Resultatet analyserades med One-way ANOVA Tukey's test och Student t-test. En signifikantnivå på $\alpha = 0,05$ valdes. Samtliga hållfasthetsvärden finns i bilaga 3.

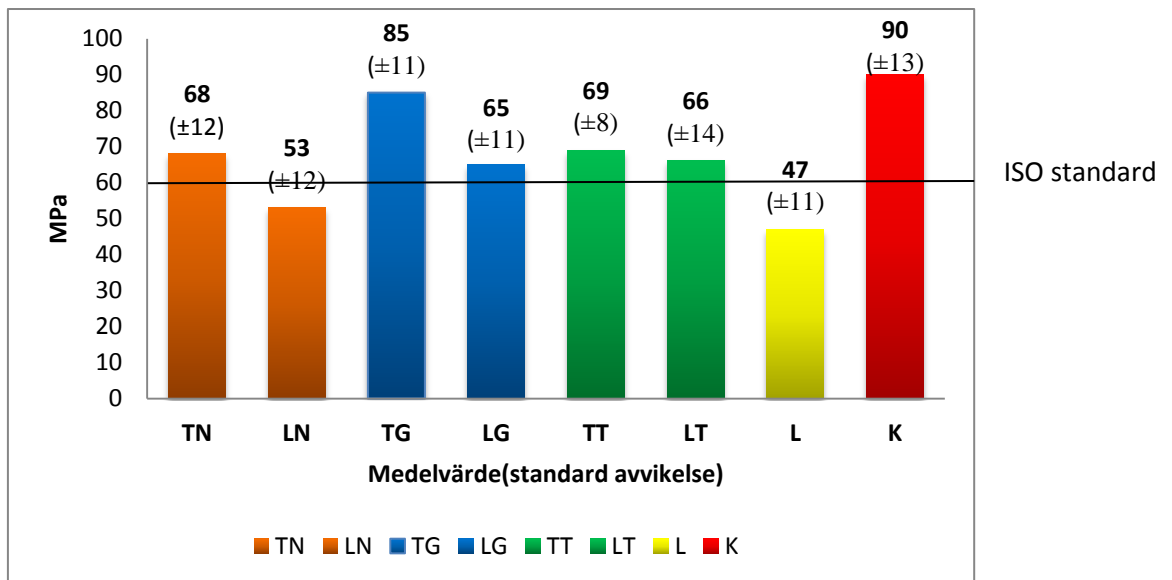


Figur10. Placering av förstärkning

Resultat

Den grupp som hade högst böjhållfasthet var kontrollgruppen som hade ett medelvärde på 90 MPa och gruppen med lägst böjhållfasthet var konventionell lagning med ett medelvärde på 47 MPa. Det fanns ingen signifikant skillnad mellan konventionell lagning, lagning med glasfiber och lagning med nät. Den förstärkning som hade högst värde i tillverkningsgruppen var glasfiber och de i lagningsgruppen var metalltråd. Det fanns ingen signifikant skillnad mellan lagning med glasfiber och lagning med tråd. Det fanns en statistiskt signifikant skillnad mellan förstärkningarna i tillverkningsgruppen och i lagningsgruppen.

Tillverkningsgruppen hade en signifikant högre böjhållfasthet (74 MPa) jämfört med lagningsgruppen.



Figur 11. Medelvärde i MPa

TN- Tillverkning nät

LN-Lagning nät

TG- Tillverkning glasfiber

LG- Lagning glasfiber

TT- Tillverkning tråd

LT- Lagning tråd

L- Lagning

K- Kontroll

Diskussion

Materialet som har använts i studien är FuturAcryl 2000 och FuturaPress N för att kunna jämföra med tidigare kandidatexamensarbeten från 2010 och 2012.^(4,5) Tre olika förstärkningar användes, metalltråd, glasfiber och metallnät. Metalltråden valdes för det är den vanligaste förstärkningen på de tandtekniska laboratorierna. Tidigare studier har visat betydelsen av metalltrådens längd, tjocklek, form, material och ytbehandling.^(7,15,16,17,18) För att få en optimal bindning mellan metall och akryl sandblästrades metalltråden med aluminiumoxid och bondades för en bättre kemisk bindning. Ett annat sandblästringsalternativ är glaspärlor som ger en jämnare, men inte lika stor yta, jämfört med aluminiumoxid.⁽¹⁹⁾ Olika blästringsalternativ, storlek på aluminiumoxidpartiklar och tryck kan påverka bindningen på olika sätt och därmed påverka hållfastheten på protesbasmaterialet.^(7,15,16) Behandlingen av metalltråden följdes enligt fabrikantens anvisning. Metalltrådarna böjdes och rätades ut för att efterlikna kliniska situationen. Genom att bearbeta metallen så kallhärddas tråden vilket gör att en större kraft behövs för att plastiskt deformera metallen.

Glasfiberförstärkningar gav det bästa resultatet men hållfastheten var inte signifikant högre än förstärkning med metalltråd, men glasfiber är också det dyraste materialet och det mest tidskrävande alternativet. Glasfibermaterialet kan behandlas på olika sätt enligt fabrikantens anvisningar. Det finns två vätningmetoder i bruksanvisningen från Stick Tech: Vätning med Stick[®] Resin i 30 min eller vätning med kallakryl, pulver/vätska-blandning. I denna studie valdes den första metoden för att denna metod är mer kontrollerbar. Enligt fabrikanten kan flera lager av glasfiber användas, i denna studie användes endast ett lager. Flera lager glasfiber hade troligen gett högre böjhållfasthetsvärden. Glasfibermaterialet kan ha blivit negativt påverkat då det klipptes till önskad längd. Vid klippning kan fibrerna ha delat sig och blivit svagare i ändarna då den därmed inte blev lika kompakt.

Metoden med metallnätförstärkning valdes för att senare publicerade studier om metallnät saknas. Metallnätet förbehandlades inte på grund av att nätet i sig ger en makromekanisk retention. Det hade varit intressant att blästra och bonda metallnätet för att se om det hade fått någon inverkan på hållfastheten. Troligtvis hade metallnätet fått betydligt högre värden på hållfastheten om den hade behandlats optimalt. Genom bonding hade metallnätet kemiskt bundits till akrylen vilket troligtvis hade ökat hållfastheten på protesbasmaterialet. Det fanns inga tydliga instruktioner hur nätet skulle behandlas från fabrikanten vid denna studie.

Konventionell lagning togs med i studien som en jämförelse med de förstärkta lagningsalternativen. Bindningen mellan varm- och kallakrylat kan förbättras genom att rugga ytan och väta ytan med monomer. Denna studie visar att det är bättre att förstärka protesbasmaterialen än endast laga med konventionell lagning, då värdena var under ISO standard.

Det blev en viss variation i provkropparnas storlek eftersom provkropparna i lagningsgrupperna polerades två gånger och därmed blev de lite tunnare än tillverkningsgruppen. Denna variation i storlek hade påverkat böjhållfasthetsvärden men för att minska på felkällan togs individuella mått och dessa lades in i en formel för att beräkna hållfastheten i MPa. Provkropparna gjordes 4 mm tjocka för att möjliggöra en placering av förstärkningen vid dragbelastning. Placeringen av förstärkningen baserades på tidigare studier.^(13, 14, 21) Puts och poleringen har en stor betydelse för böjhållfastheten. Vid poleringen av provkropparna sker en plastisk deformation på ytan och som i sin tur slätar ut defekter.⁽⁵⁾

Ett trepunktsböjhållfasthetstest valdes för att flertalet referensstudier använts sig av denna test och denna studie är därmed jämförbar med dessa studier. Ett trepunktsböjhållfasthetstest testar ett mer specifikt område, i detta fall förstärkningsområdet, medan ett fyrapunkts böjhållfasthetstest testar ett större område. Belastningshastigheten var på 5,0 mm/min, om en lägre hastighet hade använts hade troligtvis andra värden erhållits.^(3,21, 22) Belastningen på provkroppen placerades på den minsta lagningsytan för att efterlikna kliniska förhållanden och för att förstärkningarna ska hamna i dragzonen och inte i kompressionszonen.^(13,14,21)

I tidigare kandidatexamensarbeten^(4,5) har betydelsen av åldrandet tagits upp och att det kan påverka resultaten. I denna studie var värdena betydligt lägre vilket troligen kan bero på att provkropparna från lagningsgruppen åldrades två gånger, för att efterlikna den kliniska situationen. Varje termocyklingstillfälle med 5000 cyklar motsvarar cirka ett halvårs åldrande.⁽⁴⁾ Valet av 5000 cyklar gjordes för att kunna jämför värdena med tidigare kandidatexamensarbeten och på grund av den begränsade tiden.

Provkropparna utsattes för ett trepunkts böjhållfasthetstest tills en fraktur uppstod. Alla frakturer skedde i mitten på provkropparna i förstärkningsområdet förutom i lagningsgruppen med glasfiberförstärkning. Provkropparna med metalltråd och metallnät hölls ihop med hjälp av förstärkningen och resterande provkropparna frakturerades i två delar. Lagningsgruppen med glasfiber fakturerades utanför förstärkningsområdet. En anledning till denna fraktur kan vara att spänningskoncentrationen i förstärkningsområdet har spridit sig ut till ändarna, där det

är som svagast. Vätningen görs för att få en optimal kemisk bindning och därmed en bättre hållfasthet. Vid vätningen med resin kan fibrerna blivit mer mättade i mitten av förstärkningen och sämre i ändarna. Lite vätning vid ändarna med monomervätska kan ha påverkat bindningen negativt mellan kall- och varmakrylat. När spänningar uppstår sprids de till den svagaste länken. Medan i tillverkningsgruppen hamnar spänningskoncentrationen mellan varm- och kallpolymerisat och därmed sker en fraktur i mitten på provkropparna.

Provkropparna förvarades i avhärdat, rumstempererat vatten i 7-14 dagar innan provkropparna utsattes för ett böjhållfasthetstest. Även vattentupptaget kan ha påverkat akrylen och glasfibermaterialen. För protesbasmaterialen kan vattenmättnad vara positiv och för glasfibermaterialen negativt. Kallpolymerisat absorberar mer vatten än varmpolymerisat, därför kanske glasfibermaterialen är mer lämpligt för varmpolymerisat vid tillverkningsprocessen, en teknik som inte har testats i denna studie. Enligt tidigare studier drar vatten ner på hållfastheten på glasfibrerna.⁽²³⁾

Enligt ISO-standard 20795-1 är den lägsta hållfastheten för kallpolymeriserat PMMA 60 MPa och 65 MPa för varmpolymeriserat PMMA, för att avses dentalt bruk.⁽²⁴⁾ Alla provkroppar i tillverkningsgruppen samt lagningsgrupperna med glasfiber och metalltråd uppnådde värden godkända enligt ISO-standard.

Den grupp som fick högst böjhållfasthet var kontrollgruppen som motsvarar en orörd protes. Däremot fanns ingen signifikant skillnad mellan kontroll och tillverkning med glasfiber. Glasfibermaterialen är dock dyrare, behandlingen är mer tidskrävande och därför är det bättre att låta protesen vara orörd.

Vid konventionell lagning och lagning med tråd, glas och nät visade hållfastvärden ingen signifikant skillnad men värdena för konventionell lagning och lagning med nät hamnade under ISO-standardens rekommendationer. Resultatet visade att konventionell lagning inte är tillräcklig och protesbasmaterialen bör lagas och förstärkas med glasfiber eller metalltråd för att uppnå bättre hållfasthet och värden som uppnår ISO-standardens rekommendationer.⁽²⁴⁾

Metalltråden fick höga värden men metalltråd som används ute på tandtekniska laboratorier behandlas olika och i vissa fall inte alls. Därför går det inte att generalisera och säga att alla metalltrådsförstärkningar har samma goda hållfasthet. Allt beror på val av behandling, metallens form och tjocklek. I denna studie valdes att runda av metalländarna med en

gummitrissa för att förhindra brottanvisningar i akrylen. Ute på tandtekniska laboratorier händer det att man inte ens gör detta, vilket kan påskynda en fraktur.

Förstärkning med nät vid tillverkning uppnådde ISO-standard men endast ett fåtal av provkropparna från lagningsgruppen med nät uppnådde ISO-standard. Lagning med nät fick sämst resultat jämfört med alla förstärkningar, dock bättre än konventionell lagning men visade ingen signifikant skillnad. Anledningen till att nätet var bland de sämsta kan beror på att nätet inte är styvt, saknar kemisk bindning och att kanterna är vassa. För att ett förstärkningsmaterial ska stärka protesbasmaterialen måste det vara styvare än PMMA och bindningen måste vara god.⁽⁷⁾

En annan faktor som kan ha påverkat resultaten i lagningsgruppen är avståndet mellan de två avfasade lagningsytorna i en provkropp. Avståndet bör vara 1,5 till 3 mm eftersom ett större avstånd ökar polymerisationskrampningen.⁽⁵⁾ I denna studie var avståndet mellan 2-4 mm vilket är en felkälla.

En annan typ av felkälla kan vara att vid hållning av kallakrylat så kan förstärkningarna ha rört sig i vertikalt/ horisontellt, då förstärkningarna varit lösa i provkropparna.

Förstärkningarna i endast varmpolymerisat i samband med tillverkningen hade troligtvis gett bättre värden. Anledning till att denna teknik inte testats är på grund av att tekniken är mer tidskrävande och svårare. Denna studie kan byggas vidare genom att testa böjhållfastheten på protesbasmaterial med förstärkning i endast varmpolymerisat.

Slutsats

Böjhållfastheten på ett orörd protesbasmaterial är det optimala. Protesbasmaterial lagad med konventionell lagning bör förstärkas med glasfiber eller metalltråd. Det finns en skillnad mellan tillverkningsgruppen och lagningsgruppen. Nollhypotesen kan förkastas.

Referenser

1. Machado C, Sanchez E, Azer SS, Uribe JM. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J Dent.* 2007; 35:930-3
2. Socialstyrelsen, kunskapscenter för Dentala material. Kompendium, Material till helprotes 2005-123-24
3. Camilo Machado, Eliana Sanchez, Shereen S. Azer, Juan M. Uribe. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials, *journal of dentistry* 35 (2007) 930–933
4. Johansson C. Hållfastheten på protesbasmaterial efter lagning med olika tekniker Fördjupningsstudie; Odontologiska Fakulteten, Malmö Högskola 2010
5. Billsten M, Tudor. E. Z. Hållfasthet på lagat protesbasmaterial. Fördjupningsstudie; odontologiska Fakulteten, Malmö Högskola 2012.
6. Dérand T, Molin M, Dentala material Bra att veta i klinisk vardag, Första upplaga 2007, 137-148
7. Vallittu PK. A Review of Methods Used to Reinforce Polymethyl Methacrylate Resin, *Journal of Prosthodontics* Volume 4, Issue 3, pages 183–187, 1995
8. Kenneth J. Annusavice, D.M.D Ph.D. Phillips' science of denture materials 11th edition. St. Louis, Mo. Saunders: W.B. Saunders Company; 2003:143-169
9. Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *Eur J Oral Sci* 1998;106:588-93
10. Berge M. Bending strength of intact and repaired denture base resins. *Acta Odontol Scand* 1983;41:187-91
11. Ehrnford L. De vita materialen i praktiken 2006-2007, Kompendium i klinisk materialteknik och materialvetenskap med praktiska tips, handledning mm. Malmö; 2006:293-305
12. Kostoulas IE, Kavoura VT, Frangou MJ, Polyzois GL. The effect of length parameter on the repair strength of acrylic resin using fibers or metal wires, *Gen Dent.* 2008;56(1):51-5
13. Katja K. Narva*, Lippo V. Lassila, Pekka K. Vallittu. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer, *Dental Materials* 2005;21,421–428
14. Rosangela Seiko Se, Karin Hermans Neppelenbroek,, João Neudenir Ariolli Filho. Factors Affecting the Strength of Denture Repairs, *J Prosthodont* 2007;16:302-310

15. P.K. Vallittu and V.P Lassila. Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance if acrylic denture base material, *Journal of Oral Rehabilitation*, 1992, Volume 19, pages 385-391
16. Yasuhiro Matsuda, Hiroaki Yanagida, Takako Ide, Hideo Matsumura, Naomi Tanoued. Bond Strength of Poly(methyl methacrylate) Denture Base Material to Cast Titanium and Cobalt-Chromium Alloy, *J Adhes Dent* 2010;12:223-229
17. Ioannis E. Kostoulas, Viktoria T.Kavoura, Gregory L.Polyzois. The effect of length parameter on the repair strength of acrylic resin using fibers or metal wires, *General Dentistry*,2008;56(1):51-5
18. Shimizu H, Mori N, Takahashi Y. Use of metal conditioner on reinforcement wires to improve denture repair strengths, *N Y State Dent J*. 2008;74(2):26-8
19. Yoshiaki Taga, Keiji Kawai, Takashi Nokubi. New method for divesting cobalt-chromium alloy castings: Sandblasting with a mixed abrasive powder, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, Volume 85, Issue 4, 2001, Pages 357–362
20. Orhan Murat Dog˘an Æ Giray Bolayır Æ Selda Keskin Æ Arife Dog˘an Æ Bu˘ lent Bek. The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers, *J Mater Sci: Mater Med* 2008;19:2343–2349 DOI 10.1007/s10856-007-3343-87
21. Hiroyuki Minami, Shiro Suzuki, Hisanori Kurashige, Yoshito Minesaki, Takuo Tanaka. Flexural Strengths of Dentur Base Resin Repaired with Autopolymerizing Resin and Reinforcements After Thermocycle Stressing, *Journal of Prosthodontics*, Vol 14, No 1, 2005: pp 12-18
22. Komal Ladha,Dipti Shah. An In-Vitro Evaluation of the Flexural Strength of Heat-Polymerized Poly (Methyl Methacrylate) Denture Resin Reinforceed with Fibers, *J Indian Prosthodont Soc* 2011 (4) 215-220
23. P.K Vallittu. Some aspect of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures, *Journal of Oral Rehabilitation* 1998 25; 100-105.
24. Svensk standard. Tandvård-Polymera basmaterial- Del 1: Polymera protesbasmaterial (ISO 20795- 1: 2013)
25. D. C. Jagger, A. Harrision, K. D. Jandt. Review. The reinforcement of dentures, *Journal of Oral Rehabilitation* 1999 26; 185–194

Slutord

Ett varmt tack för allt stöd och hjälp till

Lars Olsson, Odont. Mag./tandtekniker, som stöttat och väglett oss.

Evaggelia "Lisa" Papia, Odont. Doktorand/tandtekniker, för statistiska analysen och ISO standard.

Håkan Fransson, Odont. Forskningsingenjör, med maskinerna.

Per Vult von Steyern, Odont. Docent/övertandläkare, för vägledning.

Ewa Linderoth, Odont. Tandtekniker, som svarat på våra frågor.

Zdravko Bahat, Odont. Mag./tandtekniker, som svarat på våra frågor.

Deyar Mahmood, Odont. Doktorand/tandtekniker, som hjälpt oss med maskinerna.

Hans- Ove Persson, Normendentia AB, för sponsring av material.

Jyrki Kurokallio, Stick Tech, för sponsring av glasfiber och resin.

Bilaga 1

Material*

Aluminiumoxid: Cobra 50µm/270 mesh, Renfert

Bonding: Sebond Pink, Schütz, lot 2008000239

Gips: Syntetisk hårdgips Typ 3, Forshaga dentaldepå

Glasfibrer: Stick Tech (Stick) lot nr 121204C

Isolering: Separating fluid, Ivoclar Vivadent

Klibbvax: Tandläkare Carl Åmans klibbvax, Åman & co – Rotebro

Lagningsmaterial: Kallpolymeriserad PMMA: FuturaPress N, Schütz, lot 2012006498

Metallnät: Rostfritt stål, Dentarum REF 316-110-00

Metalltråd: Cr-Ni 1, 0 mm hård, Scheu, lot 3011B

Pimpsten: Dammfri pimpsten, Tecno Line

Polermedel: Candulor, KMG Poliermittel, art 69100500

Putty: Labputty, Coltene Whaledent, lot nr 0204659

Protesbasmaterial: Varmpolymeriserad PMMA: FuturAcryl 2000, Schütz, lot 2010007298

Resin: Stick RESIN Lot 1203211

Vaselin: vitt APL

Vax: Modelling wax, Regular, Vertex, lot nr 120716

Bilaga 2

Apparatur**

Bläster: Basic quattro IS, Renfert

Kok: Kavo EWL 5502

Ljushärdare: Dentacolor XS, Kulzep

Planslip: buehler Phoenix 4000, Sample preparation system

Poleringsmaskin: KaVo-EWL

Press: F.Pugliese, Cunea Italia

Sandpapper: buehler, sic grinding paper, 250 mm grit p240

Termocykel: LAM Technologies, LTC 100

Trepunktsböjhållfasthetstest: Instron 4465

Tryckkok: Labormat – SD, Dreve

Tryckkok: Palamat practic ELT, Heraeus Kulzer

Bilaga 3

RESULTAT i MPa

Kontroll orörd	Metallnät		Glasfibrer		Metalltråd		Lagning	
	tillverkning	lagning	tillverkning	lagning	tillverkning	lagning	tillverkning	lagning
101	82	33	101	78	70	79	58	58
92	76	53	90	73	60	73	47	47
100	91	57	83	76	75	70	50	50
103	62	42	71	69	66	62	21	21
71	51	48	91	58	71	83	52	52
82	64	40	67	54	57	63	43	43
83	63	68	85	67	83	37	41	41
93	70	59	99	66	76	66	42	42
69	64	65	88	42	73	58	50	50
106	53	64	78	63	61	46	63	63