



MALMÖ HÖGSKOLA



Hållfasthet på högtranslucenta monolitiska zirkoniakronor beroende på val av preparationstyp

Ditte Jehpsson

Handledare: Dr. Odont. Vet/Tandtekniker Evaggelia Papia

Examensarbete 15 hp
Tandteknikerprogrammet
Juni 2015

Malmö högskola
Odontologiska fakulteten
205 06 Malmö

Sammanfattning

Inledning

Helkeramiska konstruktioner har blivit allt vanligare i fasta dentala ersättningar och är idag ett bra alternativ till konventionell metallkeramik. I nuläget är chamfer- och skulderpreparation det som anses vara bäst för både metallkeramiska och helkeramiska konstruktioner eftersom denna typ av preparation överför minimalt med spänningar.

Vissa tänder är dock svåra att göra chamfer- eller skulderpreparation på utan att skapa underskott, till exempel uk-incisiver och tänder med konvexa axiella ytor och i dessa fall kan det vara nödvändigt att göra en slicepreparation. Eftersom mer frisk tandsubstans kan bevaras vid en slicepreparation kan man även undvika problem med irritation av pulpan.

Det finns produktinformation från en materialtillverkare som ger klartecken för att använda slicepreparation vid monolitiska helkeramiska konstruktioner. Baserat på denna rekommendation och utifrån kunskap om materialegenskaper hos keramiska material är frågan om slicepreparationer kan vara ytterligare ett behandlingsalternativ när det finns indikationer för begränsade förutsättningar av kvarvarande tandsubstans eller kliniska förutsättningar.

Syfte

Syftet med studien är att undersöka huruvida en slicepreparation är ett alternativ till chamferpreparation.

Material och metod

30 kronor tillverkades och delades in i tre grupper beroende på preparationstyp: djup chamfer-, grund chamfer- eller slice-preparation. Kronorna termocyklades, cementerades, förebelastades och utsattes slutligen för last till fraktur uppstod.

Resultat

Resultatet visar ingen signifikant skillnad mellan grupperna gällande hållfasthet av kronor. Tre kronor frakturerade, i övrigt frakturerade respektive stans, eller så avbröts belastningen vid 4500 N om ingen fraktur uppstod.

Slutsats

Inom ramen för denna studie kan inga skillnader i hållfasthet beroende på preparationstyp styrkas.

Innehåll

Sammanfattning.....	2
Innehåll.....	4
Inledning.....	6
Syfte och hypotes.....	7
Material och metod.....	8
Framställning av mastermodeller.....	8
Framställning av kronor.....	8
Framställning av stansar.....	9
Cementering.....	9
Förlastning.....	9
Last till brott.....	9
Statistisk analys.....	10
Resultat.....	12
Diskussion.....	14
Slutsats.....	16
Referenser.....	17
Bilaga 1. Material och apparatur.....	19
Bilaga 2. Brännschema för glaze.....	20
Slutord.....	22

Inledning

Helkeramiska konstruktioner har blivit allt vanligare i fasta dentala ersättningar, tack vare sin biokompatibilitet och goda mekaniska egenskaper är de idag ett bra alternativ till konventionell metallkeramik.(1) Zirkonia har främst använts som kärnmaterial med skiktat ytporcelain(2) men på senare tid har det även blivit vanligare med fullanatomiska monolitiska kronor och broar av zirkonia(1).

Zirkonia är ett polymorft material, vilket innebär att det har olika kristallstruktur beroende på temperatur, utan att för den skull ändra sin kemiska sammansättning. Vid lägre temperaturer har det monoklin fas men när temperaturen stiger över 1170 °C omvandlas det till tetragonal fas. Slutligen vid 2370 °C innfinns den kubiska fasen.(3) Vid användning av zirkonia i dentala ersättningar tillsätter man 3 mol% yttrium för att stabilisera materialet i sin tetragonala fas, materialet kallas då Y-TZP (yttria-stabiliserad polykristallin tetragonal zirkoniumdioxid). (4) Anledningen till att en tetragonal kristallstruktur är att föredra i dentala ersättningar är för att möjliggöra en senare omvandling av faserna, så kallad transformationshärdning. Om spänning påförs kronan och en spricka uppstår kan denna transformationshärdning hindra framväxten av sprickan genom att en lokal fasomvandling från tetragonal till monoklin sker i det aktuella området. Monoklin fas har 3-5% större volym än tetragonal fas, vilket innebär att ännu mer energi måste tillföras för att sprickan ska kunna fortsätta att växa.(3)(4) Detta är vad som menas med att zirkonia har sprickhämmande egenskaper.

En annan fördelaktig egenskap hos zirkonia är dess biokompatibilitet, som står sig mycket väl i jämförelse med metallkeramiska ersättningar. (5) Zirkonia har sedan början av 1980-talet använts som ersättning för lårbenshuvud i höftoperationer och på grund av sin ljusa tandliknande färg och sina goda mekaniska egenskaper har den även blivit mycket populär i dentala ersättningar.(6) Ett problem som dock har lyfts i studier gällande fast protetik med zirkonia är frakturer i ytporcelinet. Sker detta kan hela kronan eller bron behöva göras om, men om det inte är alltför stora flisor som har gått av, är det även möjligt att tandläkaren kan slipa till ersättningen så att patienten kan fortsätta använda den. Detta medför dock en rå yta på det nedslipade området som kan abradera på antagonister. Olika anledningar till att frakturer i ytporcelinet är så vanliga i samband med zirkoniakonstruktioner har diskuterats i litteraturen och kan bero på många olika faktorer. Det kan till exempel vara en fråga om designen på underkonstruktionen då det inte ger tillräckligt med understöd åt ytporcelinet, skillnad i termisk utvidningskoefficient (TEK) mellan ytporcelinet och kärnmaterialen eller mekaniska egenskaper på de olika materialen.(7)

Även degradering av materialet, så kallat "low temperature degradation" (LTD) har visat sig vara ett problem i användningen av zirkonia. När materialet är i kontakt med vatten kan en spontan fasomvandling från tetragonal till monoklin fas ske, vilket kan orsaka att små zirkoniapartiklar släpper från kronan och gör ytan mer rå. Detta i sin tur kan leda till en ökad abrasion på antagonister och granntänder, och att både estetik och mekaniska egenskaper försämras. Man har dock upptäckt att genom att tillsätta en liten del alumina, ca 0,25 wt %, kan man få bättre motstånd mot åldrandet av zirkonia.(1)

Anledningen till att det inte har gjorts fullanatomiska konstruktioner av zirkonia är att materialet har ansetts vara alltför vitt och opakt. På senare tid har det dock kommit en del nya så kallade högtranslucenta zirkonia-material på marknaden som möjliggör fullanatomiska ersättningar med acceptabel estetik. Man slipper då problemet med frakturer i ytporlinet helt och hållet. För att få zirkonia mer translucent har man dock tvingats dra ner andelen alumina från 0,25 till 0,1 eller 0,05 wt % - det betyder att för att få höja translucensen måste man samtidigt sänka motståndskraften mot åldrande.(1)

I nuläget är chamfer- och skulderpreparation det som anses vara bäst för både metallkeramiska och helkeramiska konstruktioner eftersom denna typ av preparation överför minimalt med spänningar från tuggkrafter ner i porlinet, vilket i sin tur leder till färre fall av frakturer och sprickor.(4) Görs en fullanatomisk monolitisk ersättning i zirkonia behöver man dock inte ta hänsyn till ytporlinets känslighet för frakturer.

Vissa tänder är svåra att göra chamfer- eller skulderpreparation på utan att skapa underskott, till exempel uk-incisiver och tänder med konvexa axiåla ytor, (4) och i dessa fall kan det vara nödvändigt att göra en slicepreparation. Det finns även andra fall då en slicepreparation kan vara fördelaktigt, till exempel om patienten lidit av paradonti eller andra kliniska tillstånd som endodontibehandlingar eller karies vid den cervikala tredjedelen.(8)(9) Eftersom mer frisk tandsubstans kan bevaras vid en slicepreparation jämfört med preparation av skuldra eller chamfer kan man även undvika problem med irritation av pulpan. (10)(11)(12)

Det finns produktinformation från en materialtillverkare som ger klartecken för att använda slicepreparation vid monolitiska helkeramiska konstruktioner.(16) Baserat på denna rekommendation och utifrån kunskap om materialegenskaper hos keramiska material är frågan om slicepreparationer kan vara ytterligare ett behandlingsalternativ.

Syfte och hypotes

Syftet med studien är att undersöka huruvida en slicepreparation är ett alternativ till chamferpreparation utifrån hållfasthet.

Studiens nollhypotes är att det inte finns någon skillnad i hållfasthet beroende på val av preparationstyp.

Material och metod

Materialet som användes i studien var Prettau Zirkonia från Zirkonzahn. Totalt ingick 30 normkronor i studien, med tre olika preparationstyper; 10 kronor med slicepreparation (S), 10 kronor med grund chamferpreparation (GC) och 10 kronor med djup chamferpreparation (DC), (tabell 1).

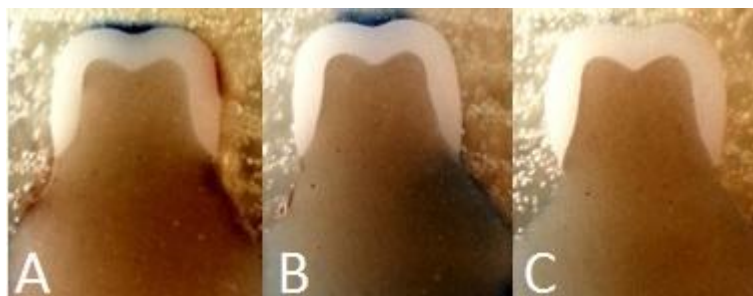
Ytterligare en krona av varje preparation tillverkades och cementerades men ingick inte i studien för att utvärdera hållfastheten, dessa kronor snittades axialt för att kontrollera passformen på stansen.

Tabell 1. Gruppindelning med förkortning, material, preparationstyp och antal

Grupp	Material	Preparationstyp	Antal
S	Prettau Zirkonia	Slice	10
GC	Prettau Zirkonia	Grund chamfer	10
DC	Prettau Zirkonia	Djup chamfer	10

Framställning av mastermodeller

Tre typer av stansar framställdes, en med djup chamferpreparation, en med grund chamferpreparation och en med slicepreparation. En stans för normkrona användes som utgångspunkt, på denna byggdes avrundade kusptoppar för att efterlikna en fullanatomisk premolar. Avtryck i silikon^(c) gjordes av stansen och från detta avtryck gjordes en gipsstans^(y) där den djupa chamferpreparationen med hjälp av vax gjordes om till en grund chamferpreparation. Stansen med grund chamferpreparation bäddades in i silikon^(c) och nya gipsstansar^(y) gjordes. För att göra stansen med slicepreparation användes stansen med grund chamferpreparation som utgångspunkt och diametern minskades tills chamferpreparationen blev till en slicepreparation. Därmed var en gipsstans av varje preparationstyp tillgänglig (Figur 1A, 1B samt 1C).



Figur 1A, djup chamferpreparation, 1B, grund chamferpreparation, 1C, slicepreparation

Framställning av kronor

Tre olika stansar skannades in, och på dem designades kronor med en jämn tjocklek på 1,5 mm. Kronorna provfrästes i Kavo C-cast^(z) för att testa passform, och vissa korrigeringar gjordes manuellt genom att slipa vid preparationsgränsen. Kronorna skannades åter in och

provfräses, utvärderades och filerna skickades därefter till ett dentallaboratorium, Örestads dental AB, för fräsning och sintring.

De färdigsintrade kronorna glansbrändes med Zirkonzahn egna glaze^(b) och efter deras anvisningar, fem kronor åt gången med kronor från olika grupper. Samtliga bränningar skedde i samma ugn^(v) (bilaga 2, Brännschema)

Framställning av stansar

Avtryck av en krona av varje preparationstyp togs i putty⁽ⁱ⁾ och en stansförlaga för varje grupp framställdes i gips^(y). Dessa kronor användes endast till att ta avtryck för stansframställningen.

Av varje gipsstans gjordes tre nya silikonavtryck^(c) för tillverkning av Epoxy-stansar. Epoxyn^{(k)(l)} blandades efter tillverkarens rekommendationer och härdade i 24 h. De färdiga stansarna i Epoxy granskades visuellt och om bubblor eller andra defekter hade uppkommit sorterades dessa stansar bort. Tillverkningen och granskningen fortsatte tills 11 stansar av varje preparationstyp hade tillverkats. Stansarna planslipades och sandblästrades med 125 µm aluminiumoxid och 2 bar inför cementering.

Termocykling

Efter glansbränning termocyklades^(t) kronorna i två vattenbad med 5°C och 55°C i 5000 cykler, varje cykel varade totalt i 60 sekunder, där transfertiden var 10 sekunder mellan baden och 20 sekunder i vardera bad.

Cementering

Kronorna sandblästrades^(o) invändigt efter fabrikantens rekommendationer med 110 µm aluminiumoxid och 3,5 bar och ångblästrades^(m) därefter. Kronorna cementerades med ett adhesivt resincement (Panavia F 2.0)^{(e)(f)(g)(h)} efter fabrikantens rekommendationer och förvarades i fuktig miljö i 24 h innan förbelastning.

En cementerad krona av varje preparationstyp fastsattes med limpistol i en form och bäddades in i kallpolymerisat^(j). Kronorna tvärsnittades sedan med hjälp av en precisionssåg kontroll av cementspalt och passform till stans (Figur 1a, 1b, 1c)

Förbelastning

Efter cementering monterades kronorna med 10 graders lutning i en specialtillverkad hållare med vatten och belastades i 10 000 cykler med en 4 mm stålkula och med frekvensen 1 Hz och med kraften 50 - 500 N. Mellan stålkulan och kronorna placerades en plastfilm med 1,0 mm i tjocklek.

Last till brott

I samma specialtillverkade hållare, med samma lutning och med vatten belastades kronorna med en 4 mm stålkula tills fraktur uppstod i krona eller stans. Mellan stålkulan och kronorna placerades en plastfilm med 1,0 mm i tjocklek. Skedde ingen fraktur avbröts belastningen vid 4500 N.

Statistisk analys

Statistisk analys av brotthållfastheten utfördes med one-way ANOVA, Tukey's test med en signifikansnivå på 0,05.

Resultat

Tre kronor frakturerade, två från grupp S och en från grupp GC. I övrigt frakturerade stansen, eller så avbröts belastningen vid 4500 N om ingen fraktur inträffade (tabell 2). Eftersom så få kronor frakturerade fanns det inte nog med underlag för att göra en statistisk analys av hållfastheten hos kronorna. Statistisk analys gjordes däremot av stansfrakturerna, som visade en signifikant skillnad mellan grupp GC och S, där GC hade högre medelvärde i jämförelse med S, $p=0,001$ (tabell 3).

Tabell 2. Sammanställning av fraktur av krona, stans eller avbrott

Grupp	Fraktur av krona	Medelvärde Kronfraktur (N)	Fraktur av stans	Medelvärde Stansfraktur (N)	Ingen fraktur
DC	0	-	10	3291	0
GC	1	4248	6	3386*	3
S	2	2766	8	2738	0

*Vid uträkning av medelvärde gällande stansfrakturer inkluderades även värdena för de stansar som klarade belastning utan att frakturera.

Tabell 3. Jämförelse mellan grupper, skillnad i medelvärde, samt signifikant skillnad

Grupp	Grupp	Skillnad mellan medelvärden	Signifikans
DC	GC	-515,7	0,151
	S	547,7	0,121
GC	DC	515,7	0,151
	S	1063,4	0,001
S	DC	-547,7	0,121
	GC	-1063,4	0,001

Diskussion

Fördelarna med en in-vitro-studie som denna är att möjligheten finns att standardisera väldigt många moment, vilket gör det lättare att göra jämförelser och dra slutsater. Men det har också sina begränsningar i att endast enkla test kan utföras, till exempel tillförs endast last på en punkt och från ett håll, till skillnad från om kronan hade suttit i munnen och tillförts tuggkrafter från många olika håll. Därför måste resultaten från invitro-studier tolkas med viss försiktighet.

För tillvekning av stansar användes en stans för normkrona med djup chamferpreparation som förlaga. Syftet var att denna skulle modifieras med vax för att skapa både en grund chamfer- och slicepreparation. Detta gick att tillämpa när det gällde den grunda chamferpreparationen, men då slicepreparationen skulle skapas ändrades samtidigt konvergensvinkeln så mycket att det bedömdes vara en bättre lösning att istället avverka på stansens basdiameter. Detta kan ha påverkat S-gruppens resultat negativt då belastningen i förhållande till yta blir större. Hade konvergensvinkeln istället ändrats hade även det gett S-gruppen en nackdel genom att kronan då hade haft sämre retention, samt att kronans form hade avvikit signifikant från grupp DC och grupp GC. Efter att ha övervägt båda alternativen bestämdes att en ändrad basdiameter skulle ha mindre påverkan än en ökad konvergensvinkel. Efter genomförd belastning visade samtliga grupper så höga värden att det troligtvis inte hade någon påverkan på resultatens utfall.

Eftersom kronorna efter sintring inte passade på masterstansarna var stansarna tvugna att anpassas. Detta gjorde att den planerade cementspalten på 50 μm uteblev och istället skapades tillräckligt med utrymme för cement genom att stansarna sandblästrades innan cementering. För att kontrollera att kronorna passade bra på de nya stansarna och att cementspalten inte blev för stor tvärsnittades en krona av varje preparationstyp. Man kunde då konstatera att inga synliga defekter av varken cementspalt eller passform kunde upptäckas. Dock kan det inte uteslutas att detta kan ha haft viss påverkan på resultaten i studien.

Stansarna visade väldigt skilda värden i brotthållfasthetstestet, även inom respektive grupper. En anledning till detta kan vara att blandningen av epoxyn gjordes manuellt och vid olika tillfällen för respektive stans (resultaten blir trots detta jämnt fördelat mellan grupperna eftersom varje blandning av epoxy användes till stansar i samtliga grupper). En annan anledning kan vara att även planslipningen av stansarna gjordes manuellt, och det är svårt att garantera att varje stans blev slipad exakt 90° mot kronornas riktning. Detta kan sedan ha påverkat hur lasten har fördelats inom kronan och stansen, både vid förbelastning och vid last till fraktur .

I efterhand kan man reflektera över hur resultaten hade blivit om man istället hade använt sig exempelvis av Co-Cr till stansmaterial. Då hade stansarna hållit för högre belastning och eventuellt hade man också kunnat se större skillnader mellan grupperna då antalet frakturer på kronor troligtvis hade ökat. Detta är dock inget man med säkerhet kan säga eftersom i de fall där stansarna höll för belastning upp till 4500 N klarade även kronorna samma belastning. En möjlig utgång hade alltså även kunnat bli att fler belastningar hade fått avbrytas. Åkesson et.

al. (2) har gjort en sammanställning av några studier gjorda på brotthållfasthet för helkeramiska kronor där stansmaterial anges. Trots att studierna är svåra att jämföra då olika material, tjocklek och utformning testas kan man se att värdena för kronor med metallstans generellt överstiger de med någon typ av resinstant. Frågan är om det är önskvärt med så höga resultat då de inte kan anses överförbara till en patient och ha någon klinisk relevans. Man kan också se i Åkesson et. al.s studie att frakturerna som har uppkommit oftast har varit totalfrakturer, till skillnad från frakturer i ytporlinet som annars är vanligt i helkeramiska ersättningar.

Den största anledningen till att Epoxy valdes till stansmaterial var en önskan om att e-modulen i det aktuella materialet skulle vara så likt dentin som möjligt. Det visade sig vara svårt att hitta något som exakt matchade dentinets e-modul på ca 18 GPa.(12) Epoxyns e-modul på ca 4-5 (13) GPa låg mer nära än om man skulle använt sig av Co-Cr som har en e-modul på 200 GPa.(13)

Det hade varit intressant att undersöka hur materialet hade klarat belastningen om man hade haft en tjocklek på 1 mm eller kanske till och med 0,5 mm. Anledningen till att 1,5 mm tjocklek valdes till denna studie var att kronan skulle vara i samma tjocklek som motsvarande ersättning rekommenderas vara för mk-kronor.(14) Eftersom syftet aldrig var att testa tjockleken i allmänhet utan istället specifikt testa preparationens utformning sågs det inte som önskvärt om kronan var alltför tunn och därmed gick sönder av andra orsaker, som materialtjockleken.

Ser man på det från en annan synvinkel kan man tänka att när en slice-preparation görs är det ofta på grund av brist på utrymme eller en önskan om att avverka så lite tandsubstans som möjligt. Med tanke på det hade det varit relevant att undersöka hur en tunnare krona med slicepreparation hade klarat belastningen.

En annan faktor som kan ha viss betydelse för hur väl kronorna klarade belastningen är att termocyklingen skedde innan förbelastningen. Hade förbelastningen skett först finns en möjlighet att små sprickor hade kunnat uppkomma som sedan hade kunnat växa till i termocyklingen. Detta var dock inte möjligt då kronorna i så fall hade fått cementeras innan termocyklingen. Därmed hade även stansar och cement utsatts för termocykling vilket i så fall kunde ha påverkat resultaten, på så sätt att ett försvagat cementskikt hade kunnat ge upphov till fraktur. En annan anledning till att kronorna inte cementerades före termocykling är att de då hade tagit så stor plats i termocyklingskorgarna att det hade blivit nödvändigt att termocykla i två omgångar.

Andra studier har gjorts för att utvärdera preparationstypens påverkan på hållfastheten, bland annat jämför Cortellini et. al. djup chamferpreparation med slicepreparation hos litiumdisilikatbaseradeglaskeram och finner ingen signifikant skillnad mellan de båda grupperna.(15) Detta är ett intressant resultat eftersom glaskeram har signifikant lägre hållfasthetsvärden än zirkonia, tillverkare av litiumdisilikatbaseradeglaskeram förespråkar inte slicepreparation vid användandet av deras material. Cortellini et. al. hade dock endast 20 kronor i sin studie, det hade varit önskvärt med ett större underlag för att kunna lägga större

tyngd vid resultatet. Det hade även varit intressant att se ytterligare studier i ämnet, med tanke på resultatet i föreliggande studie som kan anses ge utrymme för en positiv tolkning gällande framtida användning av slicepreparationer i samband med högtranslucent zirkonia.

Eftersom endast tre kronfrakturer skedde finns det inte nog med underlag för att kunna bedöma hurvida preparationstypen har någon inverkan på kronornas hållfasthet. Man kan konstatera att samtliga kronor i studien hade klarat tuggkrafter på ca 850 N som är vanligt i molarområdet.(2) Däremot kan det vara intressant att spekulera kring vad som gjorde att stansarna visade så olika värden mellan grupperna, speciellt mellan grupp GC och S. En anledning kan vara att lasterna har fördelats olika inom stansarna, och att lastfördelningen i grupp S var extra ofördelaktig.

Slutsats

Utifrån studiens begränsningar kan man konstatera att med en tjocklek på 1,5 mm klarar högtranslucent zirkonia tillräckliga laster oberoende av preparationstyp. Nollhypotesen bekräftas.

Referenser

1. Inokoshi M., Vanmeensel K., Zhang F., De Munck J., Eliades G., Minakuchi S., et al. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dent.Mater.* 2015 Feb;31(2):182-194.
2. Akesson J., Sundh A., Sjogren G. Fracture resistance of all-ceramic crowns placed on a preparation with a slice-formed finishing line. *J.Oral Rehabil.* 2009 Jul;36(7):516-523.
3. Thompson J. Y., Stoner B. R., Piascik J. R., Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: where are we now? *Dent.Mater.* 2011 Jan;27(1):71-82.
4. Reich Sven, Petschelt Anselm, Lohbauer Ulrich. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *J.Prosthet.Dent.* 2008 5;99(5):369-376.
5. Clausen Jan-Ole, Abou Tara Milia, Kern Matthias. Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials* 2010 6;26(6):533-538
6. Bachle M., Butz F., Hubner U., Bakalinis E., Kohal R. J. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin.Oral Implants Res.* 2007 Feb;18(1):53-59
7. Johansson C., Kmet G., Rivera J., Larsson C., Vult Von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontol.Scand.* 2014 Feb;72(2):145-153.
8. Poggio Carlo E., Dosoli Riccardo, Ercoli Carlo. A retrospective analysis of 102 zirconia single crowns with knife-edge margins. *J.Prosthet.Dent.* 2012 5;107(5):316-321.
9. Guess P. C., Schultheis S., Wolkewitz M., Zhang Y., Strub J. R. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J.Prosthet.Dent.* 2013 Oct;110(4):264-273.
10. Podhorsky A., Rehmann P., Wostmann B. Tooth preparation for full-coverage restorations-a literature review. *Clin.Oral Investig.* 2015 Mar 7.
11. ShahrbaF Shirin, van Noort Richard, Mirzakouchaki Behnam, Ghassemieh Elaheh, Martin Nicolas. Fracture strength of machined ceramic crowns as a function of tooth preparation design and the elastic modulus of the cement. *Dental Materials* 2014 2;30(2):234-241.
12. Alghazzawi Tariq F., Lemons Jack, Liu Perng-Ru, Essig Milton E., Janowski Gregg M. The failure load of CAD/CAM generated zirconia and glass-ceramic laminate veneers with different preparation designs. *J.Prosthet.Dent.* 2012 12;108(6):386-393.
13. Afroz S., Tripathi A., Chand P., Shanker R. Stress pattern generated by different post and core material combinations: a photoelastic study. *Indian J.Dent.Res.* 2013 Jan-Feb;24(1):93-97.

14. Nakamura K., Harada A., Inagaki R., Kanno T., Niwano Y., Milleding P., et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol.Scand.* 2015 Jan 30:1-7.

15. Cortellini D., Canale A., Souza R. O., Campos F., Lima J. C., Ozcan M. Durability and Weibull Characteristics of Lithium Disilicate Crowns Bonded on Abutments with Knife-Edge and Large Chamfer Finish Lines after Cyclic Loading. *J.Prostodont.* 2014 Oct 15.

Övriga referenser

15. Zirkonzahn - Information for dentists, <http://www.vdv-dentalkeramiek.be/pdf/Informatie%20PRETTAU%20andartsen.pdf> (Besökt 2015-04-28)

Bilaga 1. Material och apparatur

Nr.	Material/apparatur	Produktnamn	Tillverkare	Tillverkningsland	Batch nr.
a	Zirkonia	Prettau Zirkonia	Zirkonzahn	Italien	ZB4252C
b	Glaze	Zirkonzahn glaze	Zirkonzahn	Italien	MB50010
c	Silikon för avtryck	Dublisil	Dreve Dentamid GmbH	Tyskland	311017X311013
e	Primer, liquid A	Panavia F 2.0	Kuraray Noritake Dental Inc.	Japan	CD0009
f	Primer, liquid B	Panavi F 2.0	Kuraray Noritake Dental Inc.	Japan	CC0009
g	Paste A	Panavia F 2.0	Kuraray Noritake Dental Inc.	Japan	00580A
h	Paste B	Panavia F 2.0	Kuraray Noritake Dental Inc.	Japan	00112B
i	Lab-Putty	Lab-Putty	Coltene	Schweiz	F89105
j	Kallpolymerisat	Permodent Klar	Forshaga dentaldepå B	Sverige	
k	Epoxy resin	EpoFix Resin	Struers		
l	Epoxy hardener	EpoFix Hardener	Struers		3248-01
m	Ångbläster	Triton SLA	Bego	Tyskland	
n	Vaccumblandare	Multivac AP1	DegussaDental	Tyskland	
o	Sandbläster	Basic Classic C04155	Renfert	Tyskland	
p	Tryckkokare	Palamat practic ELT	Heraeus Kulzer		
q	Planslipningsmaskin	Phoenix 4000	Buehler		
r	Bandsåg	Profiline BS - 10SA	Rexon	Taiwan	
s	Precisionssåg	IsoMet Low speed saw	Buehler	Kina	
t	Termocyklingsmaskin				
u	Ljushärdare	Heraeus	Heraeus Kulzer	Italien	
v	Porlinsugn	Programat EP 5000	Ivoclar Vivadent	Österrike	
w	Förbelastningsmaskin				
x	Universaltestmaskin	Instron 4465	Instron Coporation	USA	
y	Gips typ IV				
z	C-cast	Kavo C-cast	Kavo		

Bilaga 2. Brännschema för glaze

B °C	S min	T °C/min	T °C	H min	V ₁ °C	V ₂ °C	L °C
350	5	45	800	5	-	-	400

Slutord

Stort tack till

- Dr. Odont. Vet/Tandtekniker, Evaggelia Papia för stöd, hjälp och uppmuntran
- Ingenjör Håkan Fransson, för hjälp med testapparatur
- Örestad dentallab AB, för hjälp med fräsning och sintring
- Lärare och kurskamrater på tandteknikerutbildningen



Malmö högskola
Odontologiska fakulteten
Maj 2015