



MALMÖ HÖGSKOLA

MALMÖ HÖGSKOLA  
ODONTOLOGISKA FAKULTETEN  
ENHETEN FÖR DENTAL TEKNOLOGI

En jämförande *in-vitro* studie av den vertikala cementspalten hos fyra olika framställningsmetoder för 3-leds broar i CoCr-legering.

EXAMENSARBETE, VÄRTERMINEN 2009  
TANDTEKNIKERSTUDERANDE:  
DAVID JÖNSSON & ALAA MOUHSEN

HANDLEDARE:  
ODONT. MAG/UNIVERSITETADJUNKT ZDRAVKO BAHAT



# SAMMANFATTNING

**Inledning:** För att uppnå ett kliniskt optimalt slutresultat för dentala ersättningar inom den fasta protetiken är passformen en av de viktigaste aspekterna. Detta för att ersättningarna ska kunna vara kliniskt acceptabla och fungera i patientens mun samt att de rent materialtekniskt ska kunna fungera i ett långtidsperspektiv.

**Syfte:** Syftet med den här *in-vitro* studien var att:

- Jämföra den vertikala passformen samt kantanslutningen på fyra olika framställningsmetoder för en 3-leds bro i CoCr-legering och komma fram till vilken framställningsmetod som har den bästa passformen.
- Komma fram till vid vilken del av bron den sämsta respektive den bästa passformen infinner sig.

**Material och metod:** 32 provkroppar framställdes. Dessa bestod av 3-leds broar gjorda i CoCr-legeringar med likartad sammansättning. De 32 provkropparna delades in i 4 olika grupper så att man fick 8 individer i varje grupp. Grupperna representerades av de olika framställningsmetoderna som broarna togs fram i. Dessa olika metoder bestod av; traditionellt manuell vaxning (grupp MV) enligt lost-wax-metoden, fräst vax (grupp FV) som sedan bäddades in och göts, fräst CoCr (grupp FCC) samt slutligen lasersintrat CoCr (grupp LSCC).

**Resultat:** Bäst passform baserat på medelvärden av diskrepansen för samtliga punkter hade grupp LSCC följt av grupperna FV, MV samt FCC. En statistisk jämförelse med one-way ANOVA, Tukey's test visade att mellan de olika framställningsmetoderna fanns endast signifikant skillnad mellan grupperna FCC och LSCC.

En regressionsanalys visade att det fanns signifikant skillnad inom de respektive parametrarna, *framställningsmetod*, *tandval*, *lägesposition* och *mät punkt*.

**Slutsats:** Med begränsningarna i föreliggande *in-vitro* studie kan mot bakgrund av resultatet följande slutsatser dras:

- Bäst passform uppvisade grupp LSCC följt av FV, MV och FCC.
- Bäst passform på båda stöddelen inom samtliga grupper innefattade sig längst de axiella väggarna samt i den djupaste chamfer-delen på preparationen. Sämsta passformen påvisades ocklusalt på samtliga led.

# INNEHÅLLSFÖRTECKNING

<b>1. INLEDNING.....</b>	<b>3.</b>
1.1 Bakgrund.....	3.
1.2 Definitionen passform.....	3.
1.3 Klinisk acceptabel passform.....	4.
1.4 Framställningsmetoder av CoCr-ersättningar.....	4.
1.5 Syfte.....	5.
<b>2. MATERIAL OCH METOD.....</b>	<b>6.</b>
1.1 Material.....	6.
1.2 Modeller.....	7.
1.3 Framställningsmetoder.....	8.
1.4 Cementering.....	10.
1.5 Kapning.....	11.
1.6 Mätning.....	12.
1.7 Statistisk metod.....	12.
<b>3. Resultat.....</b>	<b>13.</b>
<b>4. Diskussion.....</b>	<b>15.</b>
<b>5. Slutsats.....</b>	<b>22.</b>
<b>6. Slutord.....</b>	<b>23.</b>
<b>7. Referenser.....</b>	<b>24.</b>
<b>8. Bilaga.....</b>	<b>28.</b>

# 1. INLEDNING

## 1.1 Bakgrund

För att uppnå ett kliniskt optimalt slutresultat för dentala ersättningar inom den fasta protetiken är passformen en av de viktigaste aspekterna.<sup>1,2</sup> Detta för att ersättningarna ska kunna vara kliniskt acceptabla och fungera i patientens mun samt att de rent materialtekniskt ska kunna fungera i ett långtidsperspektiv.<sup>1-7</sup> I en studie gjord av Foster<sup>7</sup> undersöktes 142 fallerade broar. Slutsatsen som drogs utifrån studien blev att orsaken till att broarna hade fallerat berodde på dålig passform.

En dålig kantanslutning på en ersättning ger en större cementspalt och därmed får cementet en stor kontaktyta mot munvätskorna. En av faktorerna till ett dentalt cements löslighet är hur stor denna kontaktyta är. Ju större kontaktytan är desto lättare kan cementet lösas ut. Om så sker bildas det en glipa mellan preparationen och ersättningen.<sup>2,8,9</sup> Spalten kommer då att fungera som plackansamlare. Den ökade bakterieaktiviteten i området kan senare resultera i biologiska komplikationer så som karies eller parodontit.<sup>1,5,9-11</sup>

## 1.2 Definitionen passform

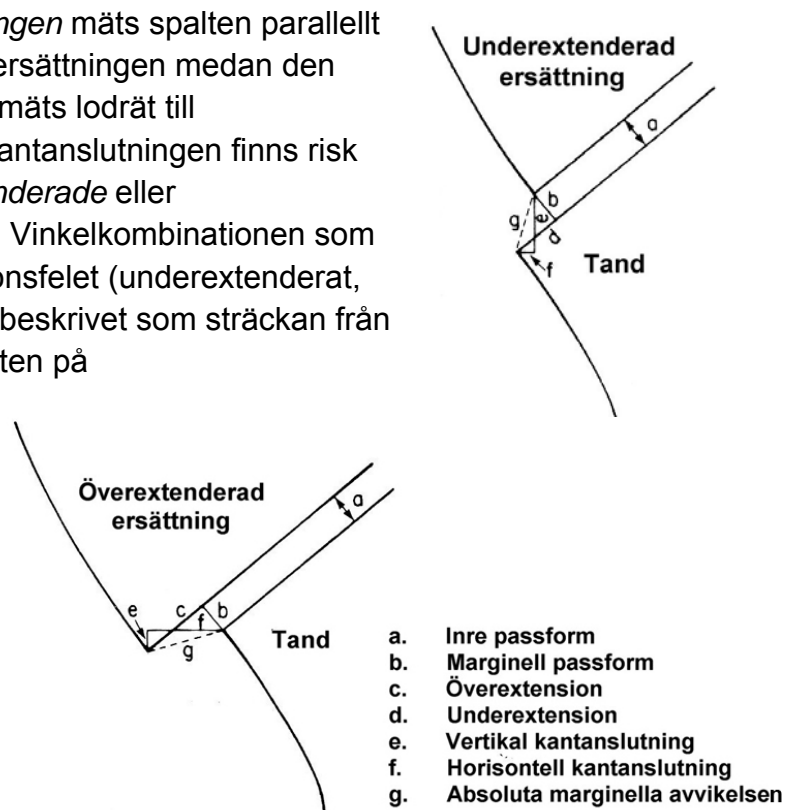
Definitionen av termen "passform" varierar mellan olika studier. Olika förklaringar har erbjudits för att beskriva identiska mätningar men även identiska beskrivningar har getts för att förklara olika mätningar. Detta är ett konstant missförstånd i jämförande studier.<sup>4,9</sup>

Två enkla tekniker används för att mäta passformen. I den ena bäddas objektet in i ett formstabil material eller så görs en replika av cementspalten i light-silikon som sedan sektioneras för att kunna se spalten. Den andra tekniken innebär att man okulärt mäter spalten mellan ersättning och preparation.<sup>4</sup>

Holmes *et al.*<sup>4</sup> har i sin studie försökt definiera de olika mätparametrarna och klargöra varje term (se figur 1). Mätningar mellan ersättning och preparation kan göras från olika punkter längs med ytan. Den lodräta mätningen från innerytan av ersättningen till den axiala väggen av preparationen benämns som den *inre passformen* eller bara *passform*.

Likadan mätning men vid preparationsgränsen benämns som den *marginella passformen* eller bara *kantanslutning*.<sup>4</sup> Kantanslutningen kan mätas både vertikalt och horisontellt.

Vid den *vertikala kantanslutningen* mäts spalten parallellt med insättningsriktningen på ersättningen medan den *horisontella kantanslutningen* mäts lodrät till insättningsriktningen.<sup>4,12</sup> Vid kantanslutningen finns risk för att eventuellt få *underextenderade* eller *överextenderade* ersättningar. Vinkelkombinationen som kantanslutningen och extensionsfelet (underextenderat, överextenderat), eller enklare beskrivet som sträckan från kanten på ersättningen till kanten på preparationsgränsen, kallas för *absoluta marginella avvikelser*.<sup>4,9,12</sup> Holmes *et al.*<sup>4</sup> konstaterade att denna sträcka alltid utgjorde den största felkällan vid kantanslutningen och avspeglar den totala missanpassningen på ersättningen vid denna punkt, både vertikalt och horisontellt.



Figur 1. Terminologi för benämning av dålig passform (efter Holmes *et al.*)<sup>4</sup>

### 1.3 Klinisk acceptabel passform

Det finns idag inget konstaterat värde på var gränsen går för cementspaltens maximala avstånd vertikalt för att ersättningen ska kunna vara kliniskt acceptabel. Olika kliniska långtidsstudier och laborietester visar på olika värden vid mätning på spalten för klinisk acceptans.<sup>13</sup> McLean *et al.*<sup>14</sup> konstaterade i sin studie på singelersättningar att cementspalten maximalt kunde uppgå till 120 µm för att vara accepterad ur ett kliniskt långtidsperspektiv. Någon kliniskt accepterad spaltbredd för gjutna broar finns inte men det är konstaterat att ju längre brospannet är desto större är risken för missanpassning till preparationerna.<sup>15,16</sup>

### 1.4 Framställningsmetoder av CoCr-ersättningar

1999 upphävde socialstyrelsen via ett EU-direktiv en äldre förordning och tillät användandet av basmetall-legeringar så som CoCr-legeringar i cementserade ersättningar. Detta och det konkurrenskraftiga priset har bidragit till en markant ökning av dessa legeringar som alternativ till traditionella högädlade guldlegeringar.<sup>11</sup>

Det finns olika tekniker vid framställning av CoCr-ersättningar för fast protetik. Oavsett vilken teknik som används är det viktigt att kunna få en så bra passform som möjligt på ersättningen.<sup>8</sup>

En traditionell teknik för framställning av CoCr-ersättningar är lost-wax-tekniken där processen till stor del sker manuellt.<sup>1,16</sup> Denna teknik introducerades i dentala sammanhang i början på 1900-talet av Taggart och användes då med guldlegeringar. CoCr-legeringar började användas för gjutning först under 1930-talet.<sup>17</sup>

CAD/CAM (Computer-aided design/Computer-aided manufacturing) är en annan teknik som är viktig inom den moderna tandtekniken. Denna teknik kom ut på den dentala marknaden först i början på 1990-talet men har använts under lång tid inom den konventionella produktionsindustrin. I CAD-delen används avancerade, datoriserade kalkylprogram för att möjliggöra virtuell design av önskat objekt. Framställningen görs i själva CAM-delen där en datorstyrd mekanisk fräs framställer ersättningen genom att fräsa fram den ur ett blockmaterial.<sup>18</sup>

Under de senaste åren har man utvecklat en ny metod i för framställning av CoCr-ersättningar inom den fasta protetiken. Denna metod kallas för *Direct Laser Metal Sintering* (DLMS). Endast ett fåtal studier<sup>1,19</sup> har påträffats där denna teknik jämfört med lost-wax-tekniken och fräs-tekniken. Lasersintringstekniken bygger på CAD-tekniken precis som fräs-tekniken. Istället för att fräsa fram ersättningen ur ett block av CoCr-legering sintras lager på lager av metallpulver av CoCr-legeringen ihop med hjälp av en laserstråle.<sup>1,19</sup>

I de båda senare teknikerna är processerna mer automatiserade till skillnad från lost-wax-metoden där man också måste gjuta legeringen.<sup>18</sup> Fördelarna med de två senare teknikerna är enligt fabrikanten; en reduktion i kostnad per framställt led, enkelheten att använda systemet samt tidssparande tillvägagångssätt.<sup>20,21</sup>

## 1.5 Syfte

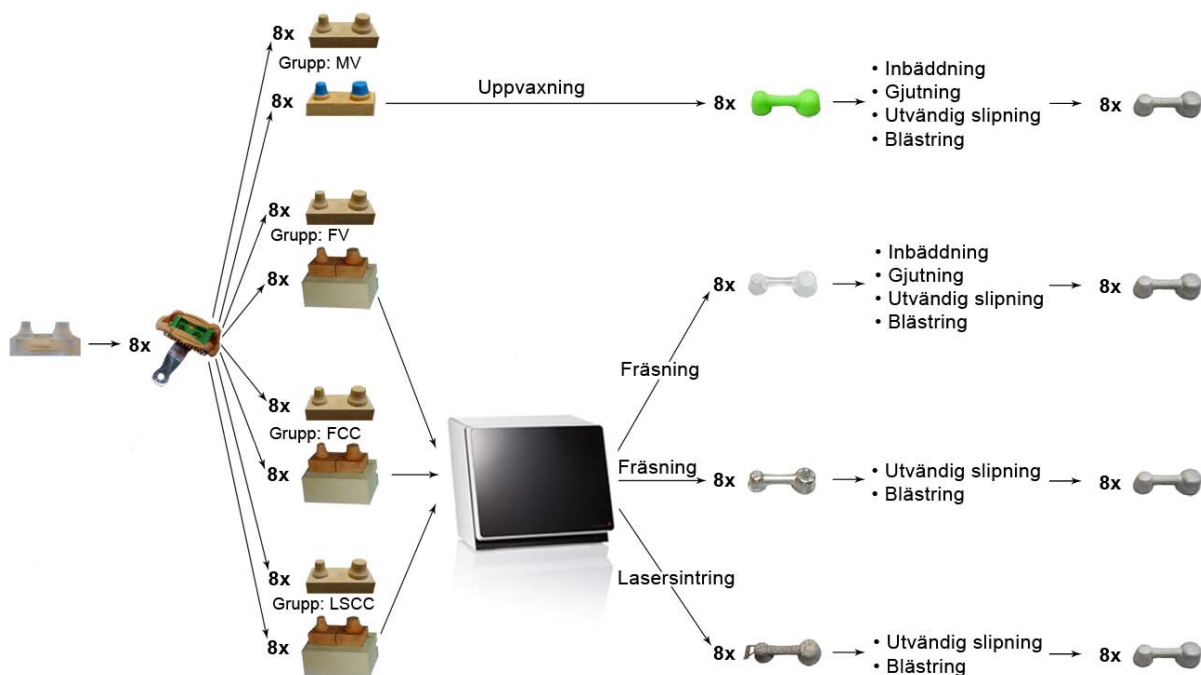
Syftet med den här *in-vitro* studien var att:

- Jämföra den vertikala passformen samt kantanslutningen på fyra olika framställningsmetoder (lost-wax-teknik, prefabricerad vax bro som senare gjuts, fräs-teknik samt lasersintringstekniken) för en 3-leds bro i CoCr-legering och komma fram till vilken framställningsmetod som har bäst passform.
- Komma fram till på vilken del av bron den sämsta, respektive den bästa passformen infinner sig.

## 2. MATERIAL OCH METOD

### 2.1 Material

I föreliggande studie framställdes 32 provkroppar. Dessa bestod av 3-leds broar gjorda i CoCr-legeringar med likartad sammansättning. De 32 provkropparna delades in i 4 olika grupper med 8 individer i varje grupp. Grupperna representerade de respektive framställningsmetoder; traditionellt manuell uppvoxning (grupp MV) enligt lost-wax-metoden, fräst vax (grupp FV) som sedan bäddades in och göts, fräst CoCr (grupp FCC) samt slutligen lasersintrad CoCr (grupp LSCC).



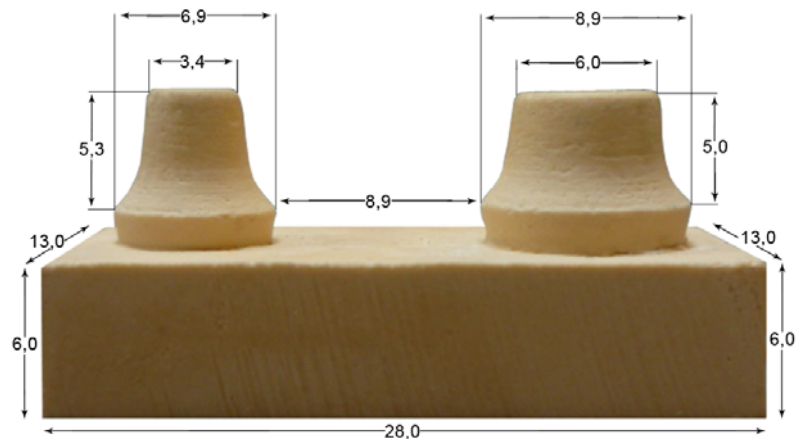
**Figur 2.** Schematisk illustration som visar hur framställningsmetoden av provkropparna gick till.

Metodikerna och materielhanteringen i föreliggande studie följde fabrikanternas anvisningar när sådana fanns att tillgå, i annat fall följdes tidigare gjorda studier. All annan hantering och andra tillvägagångssätt beskrivs i texten.

Broarna dimensionerades så att alla grupper fick så lika förutsättningar som möjligt. Tjockleken på ytorna kring stödtänderna gjordes till 0.5 mm. Stödtänderna sammanfogades med en konnektor med en snittarea på 9 mm<sup>2</sup>.

## 2.2 Modeller

En mastermodell bestående av två normpreparationer med cirkumferent chamfer och konvergensvinkel på 16°, framställdes i epoxyresin\*. 8 avtryck togs på denna mastermodell med en frontsked i a-silikon†. För att standardisera



Figur 3. Gipsmastermodell och dess dimensioner i mm.

avtryckstagningen och få avtrycken så lika som möjligt, tillverkades en ställning gjord i typ IV gips‡, plexiglas samt pindexstift. Spår frästes fram i ställningen för att standardisera skedens position.

För varje avtryck slogs två modeller ut, en master- samt en arbetsmodell för varje individ i varje grupp. Samtliga 32 mastermodeller slogs ut i typ IV gips‡. Av de 32 arbetsmodellerna slogs 8 (grupp MV) ut i typ IV gips medan resterande 24 (grupp FV, FCC, LSCC) slogs ut i en specialanpassad typ IV gips<sup>Φ</sup>. Vid samtliga modellutslagningar vättes avtrycken med en ytspänningsreducerande vätska<sup>Δ</sup>.

Mastermodellerna samt arbetsmodellerna trimmades<sup>⊖</sup> till förbestämda mått och arbetsmodellerna till grupperna som skulle skannas sektionerades<sup>⊕</sup>, stiftades<sup>∧</sup> med pindexstift<sup>×</sup> och socklades med en typ III gips<sup>Ω</sup>. Arbetsmodellerna till grupp MV, lackades med 1 lager Die Hardener<sup>Ψ</sup> samt 5 lager Die Spacer\* där varje lager Die Spacer bygger 10 μm enligt fabrikanten vilket gav en total tjocklek på 50 μm. Stansarna lackades med Die Spacer-lacken ner till 0.5 mm från preparationsgränsen. Uppgifterna refererar till en studie gjord av Kunii *et al.*<sup>22</sup>

\* Epofix Resin & Epofix Hardner, Struers, Danmark

† Colténe® President Putty soft & Light body, Colténe Whaledent, Schweiz, Lot nr: 0173246 & 0174080

‡ GC Fujirock®, GC Corp., Belgien, Lot nr: 0902052

Φ Everest® Rock, KaVo, Tyskland, Lot nr: 3100009

Δ Wax Pattern Cleaner, Jelenko Dental Health Products, USA

⊖ Renfert MT Plus, Renfert, Tyskland

⊕ Plastercut No. 33-1450, Renfert, Tyskland

∧ Renfert TopSpin, Renfert, Tyskland

× Dowel Pin & Kunst. Hülse Plast. Sleeves, Edenta, Schweiz, Lot nr: T10.010 & T11.009

Ω Hårdgips gul klass III, BK Giuliani, Tyskland

Ψ Stumpflack Klar, S & S Scheftner, Tyskland

\* Stumpflack Die Spacer blau (10 μm), S & S Scheftner, Tyskland



## 2.3 Framställningsmetoder

*Lost-wax-tekniken* – En avgjutning av en CoCr-bro gjord i en metodstudie togs i en a-silikon för att få rätt ytterkontur på de manuellt vaxade broarna. Hål gjordes ocklusalt i avgjutningen för att möjliggöra hållning av smält gjutvax<sup>♦</sup> på de lackade arbetsmodellerna. Modellerna hade innan dess penslats med vaxisolering<sup>♥</sup>. Silikonförlagan avlägsnades och preparationskanten samt ytterytan i vaxet justerades med hjälp av en elektrisk vaxkniv<sup>▲</sup>. Konnektorn sektionerades med separeringstråd<sup>†</sup> och 3 mm långa gjutledare<sup>⊗</sup> vaxades fast på vardera stötdand samt i mitten på konnektorn. Dessa sammanfogades sedan med hjälp av en balk<sup>∇</sup>. Den separerade konnektorn vaxades ihop varefter vaxbron med balk lyftes och vaxades ihop på gjutkonen med 25 mm långa gjutledare<sup>◇</sup>. Placeringen av objekten var 5 mm från kyvettväggens kant samt 5 mm från den övre kanten. I föreliggande studie användes ringfri-teknik med silikonkyvetter<sup>≡</sup>.

Vaxobjekten bäddades in med en vakuumblandad<sup>⊘</sup> fosfatbunden inbäddningsmassa<sup>σ</sup>. Innan dess hade objekten sprayats med ytspänningsreducerande vätska och luftblästrats försiktigt för att avlägsna överflödig vätska. Inbäddningsmassan läts stelna i 16 minuter innan silikonkyvetten avlägsnades. Efter ytterligare 4 minuters stelning sattes kyvetten in i en urbränningsugn<sup>τ</sup> uppvärmd till 925°C i 50 minuter, så att en snabburbränning skedde. 4 kyvetter brändes ut samtidigt varvid 10 minuter urbränningstid per kyvett lades till för att kompensera förlusten av värme. Därefter göts de urbrända vaxobjekten med en CoCr-legering<sup>∞</sup> i en automatisk vakuum-tryck gjutapparat<sup>§</sup> som använder sig av induktion för smältning av metall. Kyvetterna fick bänksvalna efter gjutningen innan de kunde bäddas ur. Götet blästrades<sup>γ</sup> invändigt med 125 µm aluminiumoxid<sup>⊘</sup> med 3 bars tryck. Ingen annan invändig behandling gjordes på broarna förutom att de ångblästrades innan de skulle cementeras. Gjutledarna

---

♦ IQ Compact Ash-free (neongrön), Yeti Dental, Tyskland

♥ Kleen Lube, KerrLab, Tyskland

▲ Ultra-Waxer™, KerrLab, Tyskland

† Vax Separating Filament, Belle de st. Claire, USA

⊗ Deton Ø 3 mm, Yeti Dental, Tyskland

∇ Bego Ø 4 mm doppad i smält vax → Ø 5 mm, Bego, Tyskland

◇ Bego Ø 4 mm, Bego, Tyskland

≡ Rapid-Ringless-System, Bego, Tyskland

⊘ Multivac® Compact, Degussa Dental, Tyskland

σ GC Stellavest® pulver & vätska, GC Corp., Belgien, Lot nr: 0812091 & 0901261

τ Controller P320, Nabertherm, Tyskland

∞ Wirobond C: (Co: 61 %, Cr: 26 %, Mo: 6 %, W: 5 %, Si: <2 %, Fe: <2 %, Ce: <2 %, C: <2 %), Bego, Tyskland, Lot nr: 3360

§ Nautilus CC, Bego, Tyskland (tillhörande grafit-degel: Nautilus-Kermaik-Schemltztiegel, Bego, Tyskland, Lot nr: 090846)

γ Basic Quatro IS, Renfert, Tyskland

⊘ Cobra Aluoxyd rosa 125 µm, Renfert, Tyskland

kapades med kaptrissa<sup>H</sup> och jämnades till med hårdmetallfräs<sup>A</sup> för att slutligen blästras på ytterytan på samma sätt som innerytan.

*Fräst vax som gjuts* – Gipspreparationerna avlästes med hjälp av en skanner<sup>9</sup> där laser-plan projekterades på preparationerna och två stycken högupplösta digitala kameror tog bilder på linjerna som avbildades på gipsmodellen. Skannermjukvaran<sup>II</sup> omvandlade datapunkterna till en 3D-yta. Modellering i CAD-mjukvaran gjordes sedan på de digitaliserade preparationerna och parametrarna i programmet anpassades för fräsning av materialvalet vax<sup>E</sup> som i sin tur var anpassat för fräsning. Cementspalten ställdes in till 50 µm med en början på 0.5 mm från preparationsgränsen. Datan sparades som en fil och skickades till ett fräscentrum där den datastyrda fräsningen<sup>∞</sup> tog fram objektet ur ett vaxblock med hjälp av fräsar i olika dimensioner.

På samma sätt som för den manuellt vaxade gruppen sattes den frästa vaxbron upp på kon med gjutledare, bäddades in, snabburbrändes på 925°C men med en urbränningstid som var 10 minuter längre än den för grupp MV. Tiden för urbränning blev därför 1 timme för denna grupp (FV). Detta krävdes eftersom vaxet till denna grupp hade andra egenskaper som gjorde att det krävde en längre urbränningstid, allt enligt fabrikantens anvisningar. På samma vis som för den manuellt vaxade gruppen brändes 4 kyvetter ur samtidigt, med ett tillägg på 10 minuter urbränningstid per kyvett, som nämnts ovan. Gjutning skedde med likadan legering som för de manuellt vaxade broarna. Till slut bäddas objekten ur, gjutledarna kapades och ytterytan jämnades till med hårdmetallfräs, varefter både inner- och ytterytan blästrades med 125 µm aluminiumoxid med 3 bars tryck.

*Fräst CoCr* – Likadant förfarande skedde med denna grupp som med det frästa vaxet förutom att andra inställningar i CAD-programmet gjordes för att anpassa det för fräsning av en CoCr-legering. Fräsarna i maskinen byttes ut för fräsning i block framställda i en CoCr -legering<sup>†</sup>. Objektens inner- och ytteryta blästrades även här med 125 µm aluminiumoxid med 3 bars tryck.

---

<sup>H</sup> Grind Disc 3000, Forshaga Dental Depå, Sverige

<sup>A</sup> Hartmetall-Fräser, Edenta, Schweiz, Lot nr, N04.001 & P06.001

<sup>9</sup> D-640™, 3Shape A/S, Danmark

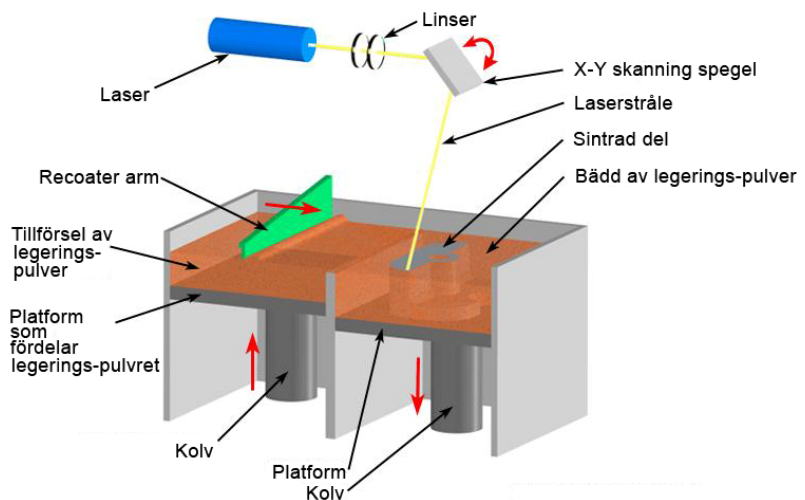
<sup>II</sup> DentalDesigner 2008-1 (build 2.4.8.4 – 081210), 3Shape A/S, Danmark

<sup>E</sup> LunaCAST®, ACF, Tyskland

<sup>∞</sup> Modifierad I-Mes Premium 4820, I-Mes Wieland, Tyskland

<sup>†</sup> LunaNEM: (Co: 64 %, Cr :21 %, Mo :6 %, W: 6 %), ACF, Tyskland

*Lasersintrat CoCr –*  
 Samma skanner och programvara användes till denna grupp som för de två föregående frästa grupperna med undantaget av inställningarna som anpassade CAD-mjukvaran till respektive teknik. Likadan inställning i programvaran för cementspalten användes som för de två föregående teknikerna. Filerna i denna grupp skickades till en



**Figur 4.** En laserstråle styrd av den data som CAD-filen innehåller, sintrar legeringspulver<sup>x</sup> som ligger utspritt på en bädd. Ett nytt lager legeringspulver täcker bädden och laserstrålen sintrar på nytt legeringspulvret och bygger på så sätt upp objektet lager för lager till ett färdigt 3-dimensionellt objekt.<sup>20</sup>

lasersintringsmaskin<sup>≈</sup> som framställde broarna. Efter lasersintringen skedde viss efterbearbetning<sup>†</sup> för att färdigställa broarna. Efteråt justerades ytterytan med hårdmetallfräs och liksom de andra grupperna blåstrades objektens inner- samt ytteryta med 125 µm aluminiumoxid med 3 bars tryck.

## 2.4 Cementering

Samtliga broar från alla grupperna cementerades på samma sätt. Innan cementeringen påbörjades, ångblästrades<sup>‡</sup> samtliga broar. Varje bro cementerades på sin respektive mastermodell. Cementet var ett dualhärdande resincement<sup>‡</sup> som färgades in med hushållskaramellfärg<sup>°</sup>. Cementet blandades noggrant ut tillsammans med karamellfärgen och applicerades sedan rikligt på innersidan av brokonstruktionen samt på gipspreparationerna. Innan dess hade bron penslats med tillhörande primer<sup>‡</sup>. Bron sattes sedan under ett konstant tryck på ca 50 N (50.35 N), applicerat i insättningsriktningen, motsvarande fingertryck, baserat på tidigare studier gjorda av Tjan *et al.*<sup>11</sup> och Fransson *et al.*<sup>12</sup> Trycket åstadkoms med hjälp av en belastningsanordning<sup>♠</sup>. Under belastningen belystes bron med UV-lampa<sup>‡</sup> i 10

<sup>≈</sup> Tillverkaren hemlighetshåller fabrikantnamnet på lasersintringsmaskinen

<sup>†</sup> Tillverkaren hemlighetshåller vilken efterbearbetning som krävdes

<sup>‡</sup> Tillverkaren hemlighetshåller legeringsnamn samt legeringssammansättningen

<sup>‡</sup> Elmasteam ES3, Elma®, Tyskland

<sup>‡</sup> Variolink® II bas & katalysator, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein

<sup>°</sup> Hushållsfärg (blå), Dr. Oetker, Sverige

<sup>‡</sup> Monobond-S, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein

<sup>♠</sup> Belastningsanordning

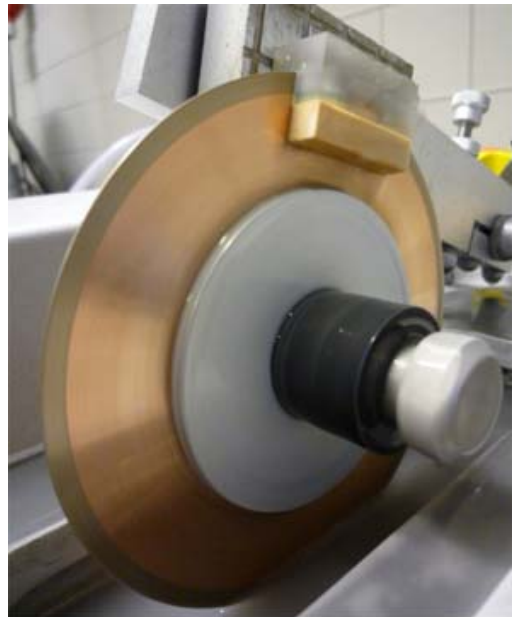
<sup>‡</sup> Bluephase®, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein

sekunder på varje sida om preparationerna. Därefter skrapades det stelnde överskottet loss med en skalpell. Ytterligare belysning gjordes med UV-lampan, i 30 sekunder på varje sida av preparationerna. Avslutningsvis togs bron ut ur belastningsanordning och belystes under ytterligare 40 sekunder ocklusalt ifrån.

## 2.5 Kapning

För att stabilisera de cementerade broarna på gipsmodellerna, bäddades dessa in i epoxyresin. En silikonform<sup>†</sup> framställdes med hjälp av 4 rektangulära gipsblock i samma dimension som mastermodellens sockel (13 x 28 mm) och med en höjd på 17 mm. Mastermodellerna med de cementerade broarna stoppades ner med sockeln i de rektangulära hålen. Epoxyresin hälldes sedan över broarna för att fylla upp hålet till kanten. Efter 12 timmars stelningstid, togs de inbäddade broarna upp ur silikonformen.

Blocken med de inbäddade broarna, limmades därefter fast på ena långsidan mot en metallplatta som senare skruvades fast i en vattenkyld kapmaskin<sup>‡</sup>. Diamantklingan<sup>¶</sup> som var anpassad för kapning av metall ställdes in för att kapa broarna centralt, i mesio-distal riktning. Diamantklingans hastighet var 300 varv/minut under en belastning på 300 gram. De halverade broarna som satt kvar i kapmaskinen kasserades medan andra halvan togs tillvara för analys av spaltbredden.



**Bild 1.** Kapning av bro i kapmaskin med diamantklinga

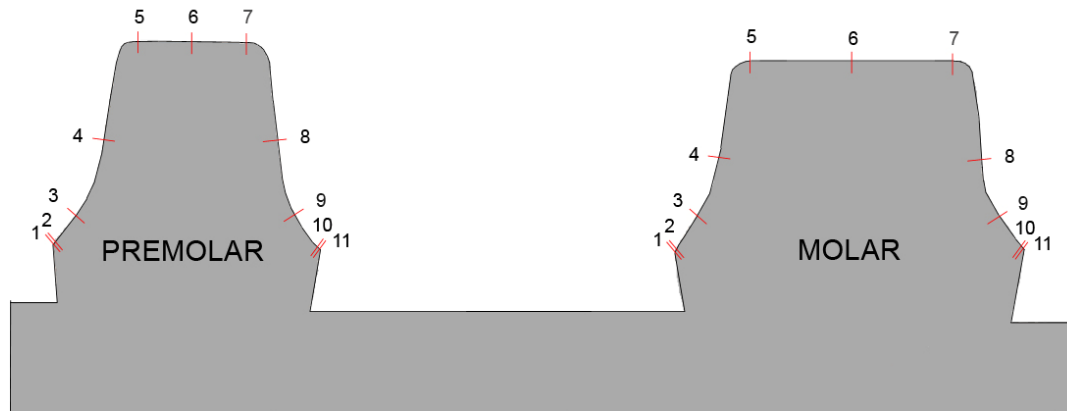
<sup>†</sup> Dublisil 15 bas & katalysator, Dreve Dentamid, Tyskland, Lot nr: 808119 & 808122

<sup>‡</sup> IsoMet® Low Speed Saw, Buehler®, USA

<sup>¶</sup> IsoCut® Wafering Blade Low Concentration No. 11-4264, Buehler®, USA

## 2.6 Mätning

Analys av cementspalten gjordes i ett stereomikroskop<sup>J</sup> där bilder<sup>⊖</sup> togs med 12x förstoring. Bilderna analyserades senare i ett mätdataprogram<sup>SR</sup>. För varje stödtand valdes 11 referensmätpunkter enligt två modifierade tidigare studier gjorda av Holmes *et al.*<sup>4</sup> samt Kokubo *et al.*<sup>10</sup> Totalt gjordes 704 mätningar på de 32 broarna. Alla mätningar gjordes som ett blind-test av en observatör.



**Figur 5.** Punkt 1,11: Motsvarade den absoluta marginella avvikelser. Mätningen utfördes från kanten på gipspreparationen till kanten på CoCr-bron (se fig. 1)  
Punkt 2,10: Motsvarade den marginella passformen det vill säga avståndet mellan prepareringskanten och närmaste inneryta hos bron.  
Punkt 3,9: Motsvarade den djupaste delen på chamfer-preparationerna (1000  $\mu\text{m}$  från preparationsgränsen).  
Punkt 4,8: Motsvarade halva höjden på preparationerna.  
Punkt 5,7: Motsvarade 300  $\mu\text{m}$  in på ocklusalytan från övergången mellan axialavväggarna och ocklusalytan.  
Punkt 6: Motsvarade mittpunkten på preparationernas ocklusalytor.

## 2.7 Statistisk metod

Den statistiska analysen av resultatet på mätningarna gjordes med one-way ANOVA, Tukey's test<sup>N</sup>, för att identifiera signifikanta skillnader mellan de olika framställningsmetoderna. Alla tester gjordes med ett konfidensintervall på 95 %.

Vidare gjordes en regressionsanalys<sup>N</sup>, som inte enbart innehöll framställningsmetod, utan även andra parametrar (tandval, lägesposition, inställd cementspalt, mätpunkt), för att se om det fanns någon signifikant skillnad inom parametrarna.

<sup>J</sup> Wild M7A, Wild Heerbrugg, Schweiz

<sup>⊖</sup> DFC 420, Leica Microsystems, Tyskland

<sup>SR</sup> Leica Application Suite v. 3.3.1, Leica Microsystems, Tyskland

<sup>N</sup> SPSS version 16.0, SPSS Inc, USA

### 3. RESULTAT

Alla grupper uppvisade stor spridning i standardavvikelsen på diskrepansen i den uppmätta cementspalten. Störst spridning inom de olika grupperna hittades hos grupp FCC. Lägst standardavvikelse uppvisade grupp LSCC. Störst diskrepans på cementspalten hade grupp FCC följt av grupp MV, FV och därefter LSCC.

Tabell 1. (Medelvärden/Standardavvikelse på diskrepansen mätt i  $\mu\text{m}$ )

	Grupp MV	Grupp FV	Grupp FCC	Grupp LSCC
Medelvärde (för totala antalet mätpunkter)	133/87	117/89	166/135	84/60

En statistisk jämförelse med one-way ANOVA, Tukey's test, gjordes på medelvärdena av diskrepansen på samtliga broar. Jämförelsen visade att det mellan de olika framställningsmetoderna endast fanns signifikant skillnad mellan grupperna FCC och LSCC ( $p=0,01$ ). Den sistnämnda hade lägre värde på diskrepansen än grupp FCC. Mellan övriga gruppers diskrepansvärden uppvisades ingen signifikant skillnad.

Vidare gjordes en regressionsanalys på samtliga 704 diskrepansvärden. Analysen visade att det fanns signifikant skillnad på resultatet beroendes på *framställningsmetod*, *tandval*, *lägesposition*, *inställd cementspalt* och *mät punkt*. Signifikant skillnad på *framställningsmetod* uppvisades mellan grupperna MV och FCC samt mellan MV och LSCC ( $p \leq 0,05$ ). Grupp FCC hade signifikant högre diskrepansvärde än grupp MV och grupp LSCC hade signifikant högre diskrepansvärde än grupp MV. Endast framställningsmetod MV sattes som konstant för att förenklar analysförfarandet.

Parametern *tandval* mellan premolar och molar visade på en statistisk signifikans ( $p=0,001$ ) där molaren hade högre mätvärden totalt sett.

Jämförelse inom parametern *lägesposition*, där placeringen mesialt valdes som konstant, visade en statistisk signifikans mellan placeringen ocklusalt och konstanten mesialt ( $p=0,000$ ). samt placeringen distalt och konstanten mesialt ( $p=0,031$ ).

Placeringarna ocklusalt och distalt hade signifikant högre diskrepans än mesialt.

Parametern *inställd cementspalt* med värdena, 0  $\mu\text{m}$  för punkterna 1,2,10,11 och 50  $\mu\text{m}$  för punkterna 3,4,5,6,7,8,9, visade ingen statistisk signifikans.

En jämförelse inom parametern *mät punkt*, mellan samtliga 704 punkter, där punkt 1 valdes som konstant, uppvisade statistiskt signifikanta skillnader på alla mätpunkter utom i punkt 11.

Bäst passform, oberoende av framställningsmetod, tandval och förinställd cementspalt, uppnåddes i mätpunkt 3. Sämst passform uppvisade mätpunkt 7.

**Tabell 2.** (Medelvärden på diskrepansen mätt i  $\mu\text{m}$  för det totala antalet mätpunkter för samtliga framställningsgrupper )

<b>Mätpunkt</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	<b>6</b>	<b>7</b>	<b>8</b>	<b>9</b>	<b>10</b>	<b>11</b>
<b>Mätvärde</b>	142	92	63	80	177	186	203	70	99	105	158

## 4. DISKUSSION

Det finns flera olika sätt att analysera passformen på dentala ersättningar.<sup>4</sup> I föreliggande studie valdes att sektionera de cementerade brokonstruktionerna centralt i längsriktningen för att kunna analysera både kantanslutningen samt den inre passformen. Hur god passform brokonstruktionerna har, kan ses som ett resultat av alla fel som uppstår inom de olika momenten i framställningsprocessen. En del faktorer bidrar till att göra cementspalten bredare medan andra kan ha motsatt effekt. I slutändan är det ändå summan av alla faktorerna som ger den faktiska vertikala spaltbredden.

Vissa åtgärder i föreliggande studie gjordes för att kunna få ett så relevant och säkert slutresultat som möjligt och även för att komma så nära den kliniska verkligheten som möjligt. I studien användes gipsmodeller för cementering av brokonstruktionerna, då gipsens E-modul ligger nära naturliga tänder E-modul (ca.20 GPa).<sup>23</sup>

Vid framställningen av gipsmodellerna togs avtryck från epoxyresin-mastermodellen. Totalt togs 8 avtryck, ett avtryck för respektive bro i varje grupp. Detta gjordes för att minimera risken för att slutresultatet inte skulle påverkas av avtrycket. Från avtrycket slogs 4 arbetsmodellerna och 4 mastermodeller ut. Detta innebar att två modeller gjordes för varje individ inom varje grupp. Framställningen av själva broarna skedde på arbetsmodellerna medan cementeringen gjordes på mastermodellerna. På så vis skedde inget slitage vid arbetets gång på mastermodellerna vilket kunde få konsekvenser för den slutgiltiga passformen.

Genom att använda samma skanner för att skanna modellerna till grupperna, fräst vax, fräst CoCr samt lasersintrat CoCr, hade denna i sig ingen påverkan på resultatet mellan de skannande grupperna. Vid framställningen av broarna i CAD-mjukvaran föreslog programmet 9mm<sup>2</sup> som minsta acceptabla arean för konnektorn. Denna dimension användes således vid framställningsförfarandet. För att reducera påfrestningen vid kapning av brokonstruktionerna valdes att inte utforma en pontic mellan stödleden och på så sätt även minska bulkmaterialiet.

Tre olika legeringar anpassade till de specifika framställningsmetoderna användes enligt fabrikanternas rekommendationer.

Basmetallegeringar som CoCr har låg flytbarhet jämfört med ädla legeringar.<sup>11</sup> Därför valdes en automatisk gjutapparat som kände av när legeringen uppnått tillräcklig hög temperatur samt att den göt med ett över- och undertryck vilket gör att smältan bättre kan fylla ut alla spetsiga partier. Detta är viktigt eftersom CoCr-legeringar har lägre densitet än andra legeringar så som ädelmetallegeringar.<sup>24</sup>

Vid de många olika momenten finns det faktorer som kan påverka resultatet på cementspalten då det är väldigt små dimensioner det rör sig om. Flest moment ingår i den *manuellt vaxade gruppen* och därmed finns det större risk för påverkan av



spalten. Det har nämnts att det är omöjligt att få en perfekt passform vid gjutning av dentala ersättningar på grund av de många riskfaktorer som metoden innehåller.<sup>16</sup> Påstrykningen av 5 lager Die Spacer-lack, för att uppnå en tjocklek på 50 µm, är en av riskfaktorerna i föreliggande studie på grund av svårigheten att få ett jämntjockt lager. För att uppnå en så tät anslutning som möjligt, är det önskvärt att lacken endast går ner till 0.5 mm från preparationsgränsen. Detta är svårt att uppnå och är därmed ytterligare en riskfaktor.

Den mest bidragande orsaken till varför gjutna ersättningar har dålig passform sker kanske under själva uppvoxningen av objektet. Här är viktigt att tänka på att inga distorsioner får ske i vaxet. Speciellt kritiskt är det när bron ska lyftas från gipsmodellen och vaxas fast på kon.<sup>16</sup> Risken för en distorsion av vaxet ökar ju tunnare vaxet är varför behandlingen av vaxet har stor betydelse. Minsta möjliga mängd "infrusna" spänningar och kortast möjliga förvaringstid av den färdiga vaxmodellen reducerar risken för formförändringar.<sup>25</sup> Minsta distorsion i den uppvoxade bron kan efter gjutförfarandet få denna att "gunga" på gipsmodellen. Detta blir mer påtagligt ju längre spann bron har på grund av den hävstångseffekt som uppstår. I föreliggande studie minimerades riskerna för att få distorsioner i vaxet genom att använda en tillräckligt tjock konnektor mellan stötdänderna. Konnektorn var separerad fram till vaxbron skulle lyftas från gipsmodellen då den vaxades ihop för att minimera risken för inre spänningar skulle byggas in. Uppvoxandet av antalet brokonstruktioner delades upp så att endast 4 vaxades åt gången för att minska förvaringstiden av den färdiga vaxmodellen.

Basmetallegeringar så som CoCr-legeringar är högsmälta legeringar. Därför behöver de en ökad expansion och det är ytterst viktigt att inbäddningsmassans expansion blir rätt. Oftast brukar det talas om summan av effekterna från stelningsexpansionen och den hygroskopiska expansionen av inbäddningsmassan, den termiska expansionen av inbäddningsmassan vid urbränningen samt stelningsskontraktionen av legeringen vid bänkvälningen.<sup>26</sup> Viktigt är därför att följa fabrikantens anvisningar noggrant vid inbäddningsförfarandet.

Ringfri-teknik valdes att användas i föreliggande studie. En studie av Lombardas *et al.*<sup>26</sup> visade på att detta inte ska påverka precisionen på gjutningen till det sämre snarare visade resultatet det motsatta.

Vid urbäddning av göten upptäcktes ett mörkt och tjockt oxidskikt på CoCr-legeringen, vilket måste avlägsnas med hjälp av blästring. Vid blästringen som skedde med stor försiktighet fanns det ändå risk att ytan på bron abraderades ner vilket kunde kompromissa cementspalten. Enligt fabrikanten för CoCr-legeringen skulle denna blästras med 250 µm aluminiumoxid. Ett test utfördes för att se om någon mer finkornig och mindre abrasiv aluminiumoxid kunde användas men ändå kunna avlägsna den tjocka oxiden på göten. Efter en bedömning valdes 125 µm aluminiumoxid för blästring, då denna uppfyllde kravet på avlägsnandet av oxiden. Blästring gjordes på samtliga grupper eftersom detta var en nödvändighet då även ytorna på de maskintillverkade broarna krävde detta. Dessa var antingen helt blanka (grupp FCC) eller hade en tunn oxidfilm (grupp LSCC).

Erfarenheten hos gjutoperatören kan också påverka resultatet på gjutningen och därmed också objektets passform. I föreliggande studie utfördes samtliga enskilda moment under gjuttekniken av samma operatör för att säkerställa ett så jämt och säkert resultat som möjligt.

Vid analysen kunde man se att gruppen (MV) drabbades av en "krympning" som uppstod från konnektorns övergång till stödtänderna på insidan av kronorna. Den bidragande orsaken till detta fenomen orsakades troligen vid uppvaxningen av broarna i grupp MV. Vid hållningen av det smälta vaxet, måste vaxet ha stelnat sist i konnektorererna som innehöll mer bulkmaterial. På så vis har vaxet kunnat dra ihop sig i dessa områden och skapat en "krympningskavitet".

Vid en jämförelse mellan spalten på de axiala väggarna på pontic-sidan samt sidan utan pontic visar en studie av Kunii *et al.*<sup>22</sup> att cementspalten var signifikant större på pontic-sidan än på sidan utan pontic. Detta förklarades med att mer distorsion i konstruktionen hade uppkommit kring pontic-sidan än på sidan utan pontic.

Resultatet i föreliggande studie visar att i grupp MV förekom störst diskrepans på stödtändernas sidor vid konnektorn (premolar: punkt 8, molar: punkt 4). Detta kan förklaras med den "krympning" som nämnts ovan. Även i grupp FV var diskrepansen som högst på sidorna vid konnektorn, dock inte alls i samma utsträckning som i grupp MV. Detta kan härledas till att en mindre "krympning" uppstod även här, men då vid gjutförfarandet, på grund av ett stort bulkmaterial vid konnektor-delen där legeringen stelnade sist. Grupperna FCC och LSCC fick ett likartat resultat som föregående grupp (FV) med högst diskrepans på sidorna vid konnektorn. Skillnaden på diskrepansen mellan de båda sidorna var inte särskilt stor i grupperna FV, FCC samt LSCC jämfört med grupp MV.

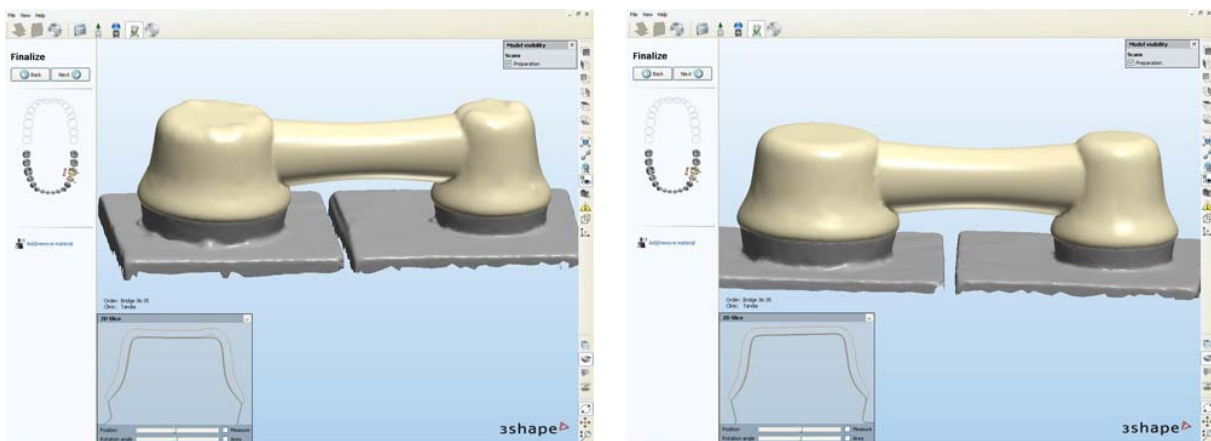
CAD/CAM-metoden innehåller betydligt färre moment än den traditionella lost-wax-tekniken men det finns ändå faktorer som kan påverka resultatet på passformen. De tre huvudfaktorerna är följande; skannerns precision - för att avläsa gipspreparationen, hur precist mjukvaran kan omvandla skan-datan till en 3D-model i datorn och slutligen precisionen på maskinen som ska framställa objektet från CAD-datan.<sup>27</sup> Enligt fabrikantens (3Shape A/S) uppgifter har skannern som användes en noggrannhet på 20 µm. I en studie gjord av Persson *et al.*<sup>27</sup> gjordes undersökningar som visade att en skanner med laserteknik tenderar att runda av skarpa kanter. Möjliga förklaringar till detta kan vara de optiska egenskaperna i gipsmaterialet eller att upplösningen på kameran inte var tillräckligt hög och därmed var pixeltätheten inte så hög. Gipspreparationerna som skannades i föreliggande studie slogs ut i ett specialanpassat gips som ger upphov till mindre reflektion och är därför optimalt för skanning. Linjen för preparationsgränsen markerades manuellt i CAD-programmet på grund av att preparationen var av typen chamfer vilket gjorde att den inte var så distinkt för att kunna urskiljas på datorskärmen. Detta var ytterligare en faktor som

bidrog till att objekten kunde bli över- eller underextenderade och på så vis påverka värdena i resultatet på den absoluta marginella avvikelserna (punkt 1 och 11).

*Fräst vax gruppen* använde sig av både modern CAD-teknik samt traditionell gjutteknik. En jämförelse i resultatet mellan denna grupp och grupp MV, visade på att det var lika många mätpunkter totalt sett mellan de båda grupperna som hade de största mätvärdena (se bilaga 1). Dock hade MV-gruppen generellt högre värden än FV-gruppen förutom i de områden där "drill compensation" inställningen påverkade fräsningen (punkterna 5 och 7 på respektive stödtand). En möjlig förklaring till varför broarna i MV-gruppen hade större cementspalt kan vara att påstryckningen av Die Spacer-lacken inte gick att kontrollera. Lacken upplevdes tjockare med tiden och de 5 lagren byggde troligen mer än de önskade 50 µm.

Efter gjutningen kunde det urskiljas att samtliga brokonstruktioner i grupperna MV och FV "gungade" märkbart på sina respektive mastermodeller. Broarna i grupp MV "gungade" dock inte på sina respektive arbetsmodeller som var lackade med Die Spacer. Slutsatsen drogs att den tomma cementspalten som fanns hos mastermodellerna bidrog till att brokonstruktionerna kunde "gunga".

Vid själva CAD-förfarandet av brokonstruktionerna för den frästa vax gruppen men också för den *frästa CoCr gruppen* måste inställningen "drill compensation" aktiveras. Preparationerna var normpreparationer och hade raka övergångar mellan ocklusalytan och de axiala väggarna. De minsta fräsarna som fabrikanterna använde hade en diameter på 1 mm, därför fick hänsyn tas till detta i CAD-programmet som gjorde en "kompensation" för att fräsarna skulle kunna komma åt. Därmed blev cementspalten generellt större ocklusalt kring övergångarna mot preparationens axiala väggar.



**Figur 6.** Skärmdumpar på CAD-ade broar - sett bron från sidan.

Till vänster - bro som ska fräsas, lägg märke till de ocklusala-förändringar på bron som "drill comp."-inställningen medför .

Till höger - bro som ska lasersintras.

*Lasersintrade gruppen* designades också i CAD-programmet men här behövdes ingen inställning för fräs-kompensation eftersom dessa objekt intrades upp.

Resultatet i kompensationsområdena, det vill säga, punkterna 5 och 7 för de frästa grupperna (FV, FCC) gentemot de som inte var frästa (MV, LSCC) visade på att de frästa grupperna hade generellt högre värden på dessa mätpunkter.

Tabell 3. (Medelvärden på diskrepansen mätt i  $\mu\text{m}$ )

Mätpunkt	Fräsgrupper med "drill comp." inst.							
	Grupp MV		Grupp FV		Grupp FCC		Grupp LSCC	
	Premolar	Molar	Premolar	Molar	Premolar	Molar	Premolar	Molar
5	164	149	170	166	277	275	78	138
7	194	169	99	258	304	289	164	147

Skillnaden i mätvärdena för "drill compensation" områdena mellan grupperna FV och FCC var påtaglig. Grupp FCC hade betydligt högre medelvärden på diskrepansen. Detta kan förklaras med att broarna i denna grupp (FCC) inte gick på plats, till skillnad från den andra fräsgruppen (FV).

En generell riskfaktor i föreliggande studie ligger i cementeringsförfarandet. Det är viktigt att fabrikantens anvisningar följs för att uppnå rätt konsistens på cementet så att det kan flyta ut korrekt. Innan cementeringen ångblästrades samtliga broar för att få en så ren yta som möjligt för cementet att binda till. I föreliggande studie måste cementspalten färgas in för att den lättare skulle kunna urskilja vid mikroskopering. Detta gjordes med hushållskaramellfärg vilket till synes inte hade någon effekt på cementet. Dessutom innehöll karamellfärgen inga stora partiklar som kunde ha inverkat på cementspalten.

Vid cementeringsförfarandet är också viktigt att man har tillräckligt med utrymme för cementet och att överskottscement med lätthet kan rinna ut. Detta åstadkommes vid påläggning av Die Spacer-lacken eller vid cementinställningarna i CAD-programmet.

Vid kapningen var samtliga broar inbäddade i ett formstabil material (epoxyresin) eftersom ett så rakt snitt som möjligt eftersträvades. Innan kapningen mättes bredden på samtliga inbäddade broar för att senare kunna säkerställa att de kapades rakt och centralt i längdriktningen.

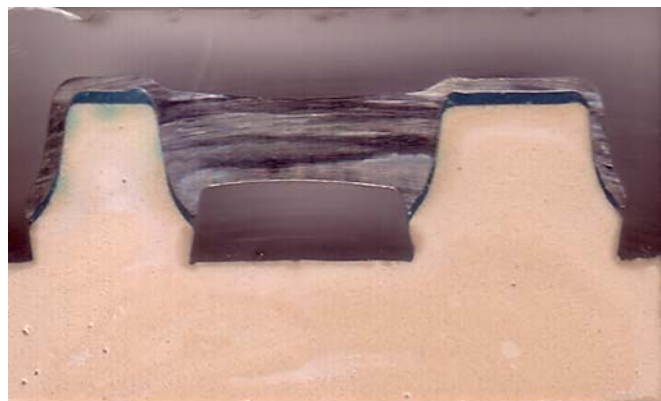
Resultat från tidigare studier<sup>23,28</sup> har visat att cementspalten blir som störst ocklusalt. En förklaring är att konvergensvinkeln har betydelse. Om denna är liten ( $<10^\circ$ ) kan det bli problem med att få ersättningen på plats ända ner mot preparationsgränsen. Detta borde i sig inte vara något problem eftersom normpreparationerna som användes i föreliggande studie hade en konvergensvinkel på  $16^\circ$ . En annan förklaring till varför cementspalten kan vara störst ocklusalt är att för lite utrymme för cementet skapas så att överskottet har svårt att rinna ut och därmed går inte ersättningen helt på plats.<sup>29</sup>

Resultatet i föreliggande studie visar att den största spalten generellt infann sig ocklusalt inom alla grupperna. Störst spalt ocklusalt hade grupp FCC följt av grupp MV, FV och LSCC.

**Tabell 4.** (Medelvärden på diskrepansen mätt i  $\mu\text{m}$ )

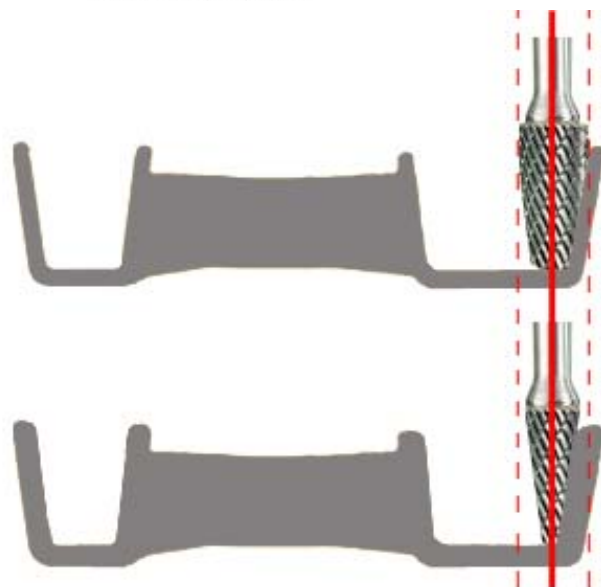
Medelvärde på ocklusalytan (punkt 5,6,7)	Grupp MV		Grupp FV		Grupp FCC		Grupp LSCC	
	Premolar	Molar	Premolar	Molar	Premolar	Molar	Premolar	Molar
	200	144	123	206	282	274	129	151

Detta kan förklaras med att passformen mellan broarna och de axiala väggarna inom grupp FCC blev för snäv så att bron inte kunde gå på plats.



**Bild 2.** - Bro tillhörande grupp FCC och som inte går ända ner på plats.

En möjlig förklaring till varför broarna i grupp FCC fick en så snäv passform, kan vara att vid fräsning i ett så hårt material som CoCr-legering, är påfrestningen på fräsarna enorma, vilket resulterar i ett relativt snabbt slitage. Därför måste fräsarna bytas ut kontinuerligt. En sliten fräs har mindre radie än en ny fräs. Om fräsmaskinen saknar kapacitet för att kompensera för en mindre radie hos en sliten fräs, kan detta få konsekvensen att objektet fräses ut i fel dimensioner. Bron kommer därför inte heller kunna passa på dess respektive gipsmodell eftersom för lite material har kunnat avverkas på insidan av bron för att denna skall kunna gå på plats.



**Figur. 7** Övre figuren visar en ny fräs som fräser fram rätt mått på insidan av bron. Undre figuren visar en sliten fräs med mindre radie vilket medför en mindre avverkning på bron.

Som tidigare nämnts finns det idag ingen koncensus för vad ett kliniskt acceptabelt mätvärde på cementspalten för brokonstruktioner är. För singelersättningar anses 120  $\mu\text{m}$  vara det maximala värdet.<sup>14</sup> Jämförs detta med resultatet i föreliggande studie visar det sig att endast grupp FV samt LSCC hade värden under 120  $\mu\text{m}$ . Grupp MV och FCC hade alla ett medelvärde på diskrepansen som överskred 120  $\mu\text{m}$ .

Tabell 5. (Medelvärden på diskrepansen mätt i  $\mu\text{m}$ )

	Grupp MV	Grupp FV	Grupp FCC	Grupp LSCC
Medelvärde (för totala antalet mätpunkter)	133	117	166	84

Passform som fenomen är svårt att mäta, eftersom det är 3-dimensionellt. Därför begränsades föreliggande *in-vitro* studie till att endast mäta den vertikala spaltbredden, centralt i brons längdriktning. Det horisontella planet uteslöts därför helt.

Laurent *et al.*<sup>30</sup> visade i sin studie att *in-vitro* studier generellt överskattar kvalitén på passformen eftersom det är enklare att erhålla en mindre cementspalt i en kontrollerad laboratoriemiljö under optimala förhållanden än i den kliniska miljön. Det är dock konstaterat att framställningsförfarandet vid tillverkning av dentala ersättningar på tandtekniska laboratorier påverkar passformen mer (ca.80 %) än om man jämför passformen mellan *in-vitro* och *in-vivo* (ca.20 %).<sup>12</sup>

Passformen på brokonstruktionerna mättes och analyserades utan att någon porslinspåbränning gjordes, eftersom det är metall-innerkonstruktionen som huvudsakligen bestämmer den totala passformen på en porslinspåbränd metallbro.<sup>29</sup> Därför lades fokus i föreliggande studie endast på jämförelsen i skillnaden mellan de olika framställningsmetoderna på metall-innerkonstruktionerna. Tidigare studier har gjorts av Quante *et al.*<sup>1</sup> samt Witkowski *et al.*<sup>32</sup> där motsägande resultat har framkommit när man mätt passformen innan och efter porslinspåbränning. Studierna visade på att kantanslutningen blev sämre efter porslinspåbränningen. Detta förklarades genom distorsion i materialet, dels genom spänningsfrigörelser från metallen under oxidbränningen och dels genom porslinets krympning efter bränning.<sup>6</sup>

Medan lost-wax-tekniken har använts i dentala sammanhang under en längre tidsperiod är CAD/CAM-tekniken förhållandevis ny. Tekniken förnyas och utvecklas ständigt i ett snabbt tempo. Det förväntas med tiden att systemen blir noggrannare, snabbare och med fler konstruktionmöjligheter. Det tillkommer även nya framställningsmetoder för att få fram ersättningar från data som har tagits fram i CAD-programmen. Därför kommer det att krävas fler studier inom detta snabbt växande område.

## 5. SLUTSATS

Med begränsningarna i föreliggande *in-vitro* studie kan mot bakgrund av resultatet följande slutsatser dras:

- Bäst passform uppvisade grupp LSCC följt av FV, MV och FCC.
- Bäst passform på båda stödleden inom samtliga grupper innefattade de axiella väggarna samt i den djupaste chamfer-delen på preparationen. Sämsta passformen påvisades ocklusalt på samtliga led.

## 6. SLUTORD

Ett varmt tack riktas till följande personer:

Zdravko Bahat, Odont. mag/Universitetsadjunkt, Enheten för Akademisk tandteknik, Odontologiska fakulteten, Malmö högskola, Malmö. Vår handledare.

Per Vult von Steyern, Odont. dr/övertandläkare, Enheten för Akademisk tandteknik, Odontologiska fakulteten, Malmö högskola, Malmö.

Kristofer Frick och Kristofer Svensson på Biomain AB, Lund. För sponsring och framställandet av de lasersintrade provkropparna.

Tomas Lind på Denthouse AB, Vänersborg. För sponsring samt förmedling av kontakter och hjälp vid framställandet av de frästa provkropparna.

Herr Rainer Winkler och Herr Wolfgang Klinger på ACF - Amberger Central Fräse-Center GmbH, Amberg, Tyskland. För framställandet av de frästa provkropparna.

Stefan Nilsson, Avdelningsföreståndare/delägare, JBR Dentaltekniska AB, Helsingborg. För förmedling av kontakter.

Jan Priscar, Laboratoriechef, Tandia Laboratoriet AB, Malmö. För att vi fick skanna modellerna i er 3Shape-skanner.

Björn Söderfeldt, professor/avdelningsföreståndare. Samhällsodontologi, Odontologiska fakulteten, Malmö högskola, Malmö. För hjälp med den statistiska analysen.

Evaggelia "Lisa" Papia, Odont. mag/Tandtekniker, Enheten för Akademisk tandteknik, Odontologiska fakulteten, Malmö högskola, Malmö. För hjälp med statistiken.

Håkan Fransson, Ingenjör, Odontologisk teknologi, Odontologiska fakulteten, Malmö högskola, Malmö. För hjälp vid mätförfarandet av objekten.

Richard Jönsson, Serviceverkstad, Odontologiska fakulteten, Malmö högskola, Malmö. För hjälp vid tillverkandet av ställningen till resin-mastermodellen vid avtryckstagningarna.

Övrig personal på Tandteknikerutbildningen, Malmö högskola, Malmö.



## 7. REFERENSER

1. Quante K, Ludwig K, Kern M.  
*Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology.*  
Dent Mater. 2008; 24: 1311-5.
2. Vigolo P, Fonzi F.  
*An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles.*  
J Prosthodont. 2008; 17: 621-6.
3. Jahangiri L, Wahlers C, Hittelman E, Matheson P.  
*Assessment of sensitivity and specificity of clinical evaluation of cast restoration marginal accuracy compared to stereomicroscopy.*  
J Prosthet Dent. 2005; 93: 138-42.
4. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD.  
*Considerations in measurement of marginal fit.*  
J Prosthet Dent. 1989; 62: 405-8.
5. Piemjai M.  
*Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns.*  
Int J Prosthodont. 2001; 14: 412-6.
6. Limkangwalmongkol P, Chiche GJ, Blatz MB.  
*Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns.*  
J Prosthodont. 2007; 16: 233-7.
7. Foster LV.  
*Failed conventional bridge work from general dental practice: clinical aspects and treatment needs of 142 cases.*  
Br Dent J. 1990; 168: 199-201.
8. Soriani NC, Leal MB, Paulino SM, Pagnano VO, Bezzon OL.  
*Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium.*  
Braz Dent J. 2007; 18: 225-30
9. Mitchell CA, Pintado MR, Douglas WH.  
*Nondestructive, in vitro quantification of crown margins.*  
J Prosthet Dent. 2001; 85: 575-84.

10. Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S.  
*Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns.*  
J Oral Rehabil. 2005; 32: 526-30.
11. Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L.  
*Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloys.*  
J Prosthet Dent. 1991; 66: 157-64.
12. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R.  
*The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study.*  
Dent Mater. 1985; 1: 197-9.
13. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC.  
*An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations.*  
J Prosthodont. 2008; 17: 378-83.
14. McLean JW, von Fraunhofer JA.  
*The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.*  
Br Dent J. 1971; 131: 107-11.
15. Bruce RW.  
*Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures.*  
J Prosthet Dent 1964; 14: 828-43
16. de Oliveira Correa G, Henriques GE, Mesquita MF, Sobrinho LC.  
*Over-refractory casting technique as an alternative to one-piece multi-unit fixed partial denture frameworks.*  
J Prosthet Dent. 2006; 95: 243-8.
17. van Noort R.  
*Introduction to Dental Materials, 2nd ed.*  
Mosby. Edinburgh. 2002.
18. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern N.  
*A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations.*  
J Prosthet Dent. 1995; 73: 457-63.
19. Traini T, Mangano C, Sammons RL, Mangano F, Macchi A, Piattelli A.  
*Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants.*  
Dent Mater. 2008; 24: 1525-33.

20. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA.  
*Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain.*  
Dent Mater. 2008; 24: 1400-4.
21. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R.  
*Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques.*  
Int J Prosthodont. 1997; 10: 541-6
22. Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T.  
*Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks.*  
Dent Mater J. 2007; 26: 820-6.
23. Stankevicius V, Skripkiunas G, Grinys A, Miskinis K.  
*Acoustical characteristics and physical-mechanical properties of plaster with rubber waste additives.*  
Materials Science. 2007; 13: 304-309.
24. Moffa JP, Jenkins WA, Ellison JA, Hamilton JC.  
*A clinical evaluation of two base metal alloys and a gold alloy for use in fixed prosthodontics: a five-year study.*  
J Prosthet Dent. 1984; 52: 491-500.
25. Takahashi T, Gunne J.  
*Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques.*  
J Prosthet Dent. 2003; 89: 256-60
26. Lombardas P, Carburaru A, McAlarney ME, Toothaker RW.  
*Dimensional accuracy of castings produced with ringless and metal ring investment systems.*  
J Prosthet Dent. 2000; 84: 27-31.
27. Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G.  
*A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner.*  
J Prosthet Dent. 2006; 95: 194-200.
28. Milan FM, Consani S, Correr Sobrinho L, Sinhoreti MA, Sousa-Neto MD, Knowles JC.  
*Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns.*  
Braz Dent J. 2004; 15: 127-32.

29. Marker VA, Miller AW, Miller BH, Swepston JH.  
*Factors affecting the retention and fit of gold castings.*  
J Prosthet Dent. 1987; 57: 425-30.
30. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G.  
*Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method.*  
J Oral Rehabil. 2008; 35: 116-22.
31. Bindl A, Mörmann WH.  
*Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations.*  
J Oral Rehabil. 2005; 32: 441-7.
32. Witkowski S, Komine F, Gerds T.  
*Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques.*  
J Prosthet Dent. 2006; 96: 47-52.

Bild 1-2. – Egna fotografier.

Figur 1. – Omritad efter Holmes *et al.*<sup>4</sup>

Figur 2-3. – Egna figurer.

Figur 4. – Omritad efter CustomPartNet.

Figur 5. – Egen figur.

Figur 6. – Skärmdumpar

Figur 7. – Egen figur.

Tabell 1-5. – Egna tabeller.

---

**Bilaga 1** – Medelvärde samt standardavvikelse på diskrepansen hänvisat till de enskilda punkterna inom de olika grupperna.

**Grupp: MV**

<b>Mät punkt</b>		<b>Medelvärde/Standardavvikelse (µm)</b>			
		<b>Premolar</b>		<b>Molar</b>	
<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>	<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>	<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>
1	7	113/22	194/56	123/69	169/59
2	8	95/25	287/63	84/66	104/59
3	9	70/31	87/58	48/57	27/18
4	10	214/32	31/27	227/78	114/42
5	11	164/49	89/57	149/77	169/82
6		243/100		114/65	

**Grupp: FV**

<b>Mät punkt</b>		<b>Medelvärde/Standardavvikelse (µm)</b>			
		<b>Premolar</b>		<b>Molar</b>	
<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>	<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>	<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>
1	7	102/36	99/38	155/60	258/97
2	8	55/42	34/21	110/33	21/15
3	9	33/28	90/33	84/38	181/72
4	10	23/10	89/40	39/23	194/68
5	11	170/71	114/38	166/73	271/124
6		100/31		194/95	

**Grupp: FCC**

<b>Mätpunkt</b>		<b>Medelvärde/Standardavvikelse (<math>\mu\text{m}</math>)</b>			
		<b>Premolar</b>		<b>Molar</b>	
<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>	<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>	<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>
1	7	185/117	304/165	260/128	289/123
2	8	160/108	23/11	117/85	30/27
3	9	86/101	100/69	54/75	137/71
4	10	23/13	154/79	33/23	174/89
5	11	277/110	220/116	275/150	236/134
6		265/126		259/127	

**Grupp: LCSS**

<b>Mätpunkt</b>		<b>Medelvärde/Standardavvikelse (<math>\mu\text{m}</math>)</b>			
		<b>Premolar</b>		<b>Molar</b>	
<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>	<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>	<i>Mesialt</i>	<i>Distalt</i>
1	7	64/20	164/50	133/44	147/49
2	8	26/26	26/16	89/32	33/29
3	9	45/40	76/44	85/35	97/34
4	10	26/17	30/39	57/26	52/39
5	11	78/44	75/43	138/68	87/39
6		145/58		169/56	