

# UNIVERSELE KUNSTHARSCEMENTEN

TO BOND OR NOT TO BOND?

Thomas Van Verre & Alexander Vervenne

Stamnummer: 01805909 & 01912469

Promotor: Prof. dr. Stefan Vandeweghe

Masterproef voorgelegd voor het behalen van de graad master in de richting Master of Science in  
de Tandheelkunde

Academiejaar: 2023 - 2024

## **Voorwoord**

Deze scriptie is het sluitstuk van onze opleiding tot tandarts. Het is het resultaat van een twee jaar durend traject waarin het voorbereiden van de proeven, het uitvoeren van de experimenten en het beschrijven van de resultaten in deze masterproef ons heeft uitgedaagd op een manier die ons nog niet bekend was.

In dit voorwoord willen we duidelijk maken waarom wij voor dit onderwerp hebben gekozen. We wilden graag een in-vitro studie uitvoeren met een laboratoriumfase waarin we ons eigen experiment konden opstellen en waarmaken. Het uitzicht om dit te kunnen doen in het kader van adhesieve-cementen sprak ons aan door de opkomst van kleeftechnieken in de indirecte restauratieve tandheelkunde.

Ook gebruiken we deze ruimte graag voor het bedanken van onze promotor, Prof. dr. Stefan Vandeweghe voor de begeleiding die we tijdens dit project hebben ontvangen. Zonder zijn inzicht, connecties en mogelijkheid om problemen mee te helpen oplossen zou deze thesis niet tot stand zijn gekomen.

Bijkomend willen we Dr. Nerinckx bedanken voor de hulp in het verzamelen van de kalvertanden.

Verder bedanken we ook graag Johan De Grauwe voor het ontwerpen en 3D-printen van de nodige onderdelen die onze experimenten mogelijk maakten. Ook dr. Rani D'Haese willen we bedanken voor de bijstand in het laboratorium.

Als laatste willen we ook nog onze ouders bedanken voor niet alleen de steun tijdens deze opdracht, maar ook deze die we ontvingen tijdens ons volledig universitair traject.

## **Inhoudstafel**

1. Abstract	1
1.1 Doelstelling	1
1.2 Materialen en methoden	1
1.3 Resultaten	1
1.4 Conclusie	2
2. Inleiding	3
2.1 Geschiedenis van cementen	4
2.2 Volkeramische restauraties voor het adhesieve concept	6
2.3 Hechten aan dentine	7
2.4 Hechten aan lithiumdisilicaat glaskeramiek	9
2.5 Aanzet tot onderzoek en PICO-vraag	10
3. Materialen	11
3.1 Kunstharoscementen	11
3.1.1 G-CEM ONE™	11
3.1.2 3M™ RelyX™ Universal	15
3.2 Het gebruik van kalvertanden als substituuut voor menselijke tanden	20
3.3 Het gebruik van lithiumdisilicaat	20
4. Methodologie	21
4.1 Rundertanden verzamelen en voorbereiden	21
4.2 Lithium disilicaat glaskeramiek verzamelen en voorbereiden	23
4.3 Cementeringsprotocollen	24
4.3.1 G-CEM ONE™ zelfhechtende modus	24
4.3.2 G-CEM ONE™ adhesieve modus (+ G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer)	24
4.3.3 3M™ RelyX™ Universal zelfhechtende modus	25
4.3.4 3M™ RelyX™ Universal adhesieve modus (+ 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief)	25
4.4 Thermocycling	27
4. Resultaten	29
4.1 Schuifsterkte	29
4.2 Methode van faling	34
5. Discussie	36
5.1 Resultaten bespreken	36
5.2 Waarom geen tensile bond strength test?	36
5.3 Vergelijkbare onderzoeken	37
5.4 Waarom verschilt adhesieve modus niet significant van zelfhechtende modus?	39
6. Conclusie	40
7. Referenties	41

# 1. Abstract

## 1.1 Doelstelling

Deze studie heeft als doel om de zelfhechtende modus van twee universele kunstharscementen te vergelijken met de adhesieve modus van diezelfde kunstharscementen, meer bepaald G-CEM ONE™ (GC) en RelyX™ Universal (3M™). Ze worden vergeleken door middel van een schuifsterkte test en de methode van faling wordt onderzocht aan de hand van lichtmicroscopie.

## 1.2 Materialen en methoden

60 kalvertanden zijn geëxtraheerd, ingebed en gesliced tot op dentine. De 40 grootste dentine oppervlakken werden geselecteerd en in vier groepen verdeeld: G-CEM ONE™ in zowel zelfhechtende als adhesieve modus en 3M™ RelyX™ Universal in zowel zelfhechtende als adhesieve modus. Door middel van CAD/CAM-technologie zijn 40 cilinders IPS e.max® CAD CEREC®/inLab® lithiumdisilicaat glaskeramiek met een doorsnede van 4mm geprepareerd. Deze zijn behandeld met Ivoclar IPS Ceramic Etching Gel en vervolgens verdeeld over de vier groepen. In de twee G-CEM ONE™ groepen is het lithiumdisilicaat glaskeramiek bijkomend behandeld met G-Multi PRIMER, waar het in de twee 3M™ RelyX™ Universal groepen behandeld is met 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief. Enkel bij de twee adhesieve groepen werd een primer gebruikt op het dentine: G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer bij G-CEM ONE™ en 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief bij 3M™ RelyX™ Universal. De 40 specimens ondergingen 5000 thermocycli tussen 5°C en 55°C. Drie groepen werden onderworpen aan een schuifsterkte test, een one-way ANOVA test en post hoc tests. De methode van faling werd gemeten met behulp van lichtmicroscopie.

## 1.3 Resultaten

Alle samples van de zelfhechtende groep G-CEM ONE™ zijn gefaald tijdens thermocycling en werden niet opgenomen in de statistische analyse. De overige drie groepen werden vergeleken door middel van een one-way ANOVA test en post hoc tests. 8.93 MPa ± 2.92, 6.70 MPa ± 3.01 en 4.85 MPa ± 1.59 zijn de gemiddelde schuifsterktes gemeten voor de G-CEM ONE™ adhesieve, de 3M™ RelyX™ Universal zelfhechtende en de 3M™ RelyX™ Universal adhesieve groep respectievelijk. Post hoc analyse toonde dat de adhesieve G-CEM ONE™ groep een

significant ( $p = 0.004$ ) betere schuifsterkte heeft dan de adhesieve 3M™ RelyX™ Universal groep. Tussen 3M™ RelyX™ Universal in zelfhechtende en adhesieve modus werd geen significant ( $p = 0.266$ ) verschil gemeten.

Er is geen cohesieve falings gemeten. 30%, 20% en 10% adhesieve falings voor de G-CEM ONE™ adhesieve, de 3M™ RelyX™ Universal zelfhechtende en de 3M™ RelyX™ Universal adhesieve groep respectievelijk. Fisher's Exact Test leert dat er geen significant ( $p = 0.847$ ) verschil is tussen de drie groepen onderling.

#### 1.4 Conclusie

Indien gebruik gemaakt wordt van een universeel kunstharscement in adhesieve modus, heeft G-CEM ONE™ een significant betere hechting aan dentine van rundertanden en lithiumdisilicaat glaskeramiek dan 3M™ RelyX™ Universal. Indien toch gekozen wordt voor 3M™ RelyX™ Universal, is er in dit in vitro onderzoek geen significant verschil in hechtsterkte gemeten tussen zelfhechtende en adhesieve modus.

## 2. Inleiding

Het vervaardigen van een indirecte restauratie, zoals een kroon, is een uitgebreide behandeling bestaande uit verschillende stappen waaronder de preparatie van het element, de afdrukname van de preparatie en de plaatsing van de kroon. Voordat men kan beginnen met de behandeling zal de tandarts moeten beslissen uit welk materiaal de kroon zal gemaakt worden. Dit zal invloed hebben op onder andere de vormgeving van de preparatie en de methode van cementering of verkleefing van de restauratie. Het slagen van een behandeling met een indirecte restauratie zal vallen of staan door zowel de juiste uitvoering van alle stappen in deze behandeling alsook dat de tandarts de juiste materiaalkeuze maakt op basis van de indicatie.

De mondholte is een gevoelig en vochtig milieu, waarin een normale temperatuur variatie bestaat tussen de 32°C en 37°C, afhankelijk ofdat de mond open of gesloten is. De inname van voedsel of dranken kan deze temperatuur laten variëren van 0°C tot 70°C. Ook de pH-waarde in de orale caviteit kan schommelen. In rusttoestand schommelen de pH-waarden van vloeistoffen in de mondholte tussen 4 en 8.5. Als de inname van zure dranken of alkalische medicatie hierbij wordt inbegrepen zal deze eerder tussen een pH-waarde van 2 tot 11 liggen. [1]

De grootste routine kracht die wordt ontwikkeld op de tandelementen ontstaat tijdens het fijnmalen van voedsel. De voornaamste kauwspieren zijn de musculus masseter, de musculus temporalis, de musculus pterygoideus medialis en musculus pterygoideus lateralis. Deze worden allen geïnnerveerd door de nervus mandibularis. [2]

Het onderzoek van Charles H. Gibbs et al [3] kwam tot het resultaat dat voornoemde spieren tijdens de occlusale fase van het kauwen gemiddeld 35,57 kilogram kracht ontwikkelden op de molaren bij het vermalen van pindanootjes.

Een indirecte restauratie die permanent wordt bevestigd in de mondholte zal dus bestand moeten zijn tegen al deze variabelen om te kunnen functioneren en overleven. Hierbij komt ook nog de extra uitdaging dat het gekozen materiaal biocompatibel moet zijn om de gezondheid van het parodontium niet te beschadigen. Ook zullen deze materialen aan bepaalde esthetische eisen moeten voldoen. Deze zullen afhangen van de positie van het indirecte werk en de eisen van de patiënt.

Vandaag is er vooral een evolutie van metalen restauraties, eventueel overdekt met een laag porselein, naar volkeramische restauraties. Restauraties van de eerste soort vonden hun retentie

en resistentie in een 'macromechanisch concept' waarbij vooral de preparatievorm belangrijk was. Etsbare volkeramische restauraties daarentegen worden adhesief verkleefd. Hierbij is er geen noodzaak om de volledige kroon te omslijpen, met minimaal extra tandsubstantieverlies als gevolg. Er kan ook op meer conische en korte preparaties worden verkleefd, zonder de nood om het element endodontische te behandelen en een stift te plaatsen, wat voor restauraties in een niet-adhesief concept niet mogelijk is. [4, 5]

## 2.1 Geschiedenis van cementen

Voor verkleefing van indirecte restauraties zijn de mogelijkheden historisch gegroeid. In 1878 ontstond het eerste tandheelkundig cement: zinkfosfaat. Samen met polycarboxylaat, glasionomeer en zinkoxide vormt het de groep op water gebaseerde cementen met een hoge oplosbaarheid [6], zwakke mechanische eigenschappen [7], grote microlekkage [8, 9] en lage hechtsterkte. [10]

Vanaf 1952 werden de eerste kunstharscementen geïntroduceerd. [11] De hoofdbestanddelen waren dimethacrylaat kunsthars en glaspartikels. [12] Kunstharscementen hebben minder microlekkage, lagere oplosbaarheid, verbeterde mechanische eigenschappen en een hogere hechtsterkte dan op water gebaseerde cementen. De hogere hechtsterkte wordt bekomen door de micromechanische retentie van een hybride laag tussen het kunstharscement en het tandoppervlak. Vroeger werd deze hybride laag gecreëerd door eerst het glazuur en dentine te etsen zodat het adhesief in het tandoppervlak kon doordringen. [13]

Een eerste poging om de klinische procedure te vereenvoudigen werd ondernomen bij de introductie van adhesieve kunstharscementen. Deze hebben zure, zelf-etsende primers waardoor ze kunnen doordringen in de smeerlaag en oppervlakkig hydroxyapatiet kunnen ontkalken in glazuur en dentine. Hierdoor is er in theorie geen nood meer aan een aparte ets-stap, maar wetenschappelijk onderzoek heeft aangetoond dat apart etsen van glazuur de hechtsterkte significant bevordert. [14-17]

In 2002 kwam het eerste zelfhechtende kunstharscement op de markt: RelyX Unicem. Het doel was opnieuw om de klinische procedure voor het verkleven van een indirecte restauratie te vereenvoudigen. [18]. Een studie in het Verenigd Koninkrijk heeft ook aangetoond dat tandartsen het meer gebruiksvriendelijk vinden. [19]

Voor restauraties die voornamelijk hechten aan glazuur zoals veneers is er een consensus dat de voorkeur nog steeds uitgaat naar total etch kunstharscementen omdat hechting aan glazuur aanzienlijk hoger is voor deze kunstharscementen. [15, 20]

Voor restauraties die voornamelijk hechten aan dentine hebben Miotti et al. [21] in hun systematische review beschreven dat adhesieve kunstharscementen een superieure hechtsterkte hebben in vergelijking met zelfhechtende kunstharscementen. De hypothese is dat het adhesief toelaat iets dieper in de smeerlaag te dringen waardoor een betere hechting wordt bekomen. Doch is de hechting aan dentine van zelfhechtende kunstharscementen klinisch aanvaardbaar. In combinatie met het gebruiksgemak komen de zelfhechtende kunstharscementen wel in aanmerking voor het cementeren van volkeramische kronen. [22]

De nieuwste ontwikkeling op vlak van kunstharscementen zijn universele kunstharscementen. Deze kunnen zowel gebruikt worden als zelfhechtend kunstharscement, maar als de practicus dit wenst ook als adhesief kunstharscement. RelyX Universal zelf heeft aanbevelingen welke modus best gebruikt wordt in welke klinische situatie. Bijkomend etsen en toepassing van adhesieve modus voor keramische restauraties die aangrijpen op glazuur zoals veneers of overlays. Selectief etsen van glazuur en toepassing van adhesieve modus voor inlays en onlays. Stiften, kronen en bruggen zouden goed zijn voor de zelfhechtende modus. [23]

De opzet van deze studie is om na te gaan of er ook een verschil in hechtsterkte aan dentine en non-retentief lithiumdisilicaat is tussen universele kunstharscementen in adhesieve en zelfhechtende modus. Dit wordt gedaan aan de hand van een in vitro schuifsterkte test, deze wordt gedefinieerd als een mechanische test die ontworpen is om de spanning te meten die nodig is om de verbinding tussen twee materialen te verbreken. [24]

Zoals eerder beschreven is een bepalend kenmerk van een universeel kunstharscement dat deze zowel in zelfhechtende als adhesieve modus gebruikt kan worden. Universele kunstharscementen in zelfhechtende modus hebben de mogelijkheid om te binden aan zowel tandweefsel als restauratiematerialen zonder voorafgaande behandeling met een aparte hechtprimer of etsmiddel. Wanneer het wenselijk is kunnen deze cementen ook in adhesieve modus worden gebruikt, dit vaak in combinatie met nog een extra primer of bonding van dezelfde fabrikant. In adhesieve modus wordt ook de total- of selective- etch techniek toegepast. Dit kan nodig zijn in bijvoorbeeld het verkleven van een inlay waarbij nog veel glazuur aanwezig is.



Deze cementen worden beschikbaar gesteld in verschillende kleuren en opaciteit wat de esthetiek van de restauratie bevordert. Verder hebben deze cementen de eigenschap dat ze zowel licht als chemisch of zelfuithardend zijn. [25 -27]

## 2.2 Volkeramische restauraties voor het adhesieve concept

Als men spreekt over volkeramische restauraties kan men deze opsplitsen in monolithische keramieken en tweelagige keramieken. Tweelagige restauraties worden gekenmerkt door een kern of raamwerk, bestaande uit een sterker type keramiek, dat wordt gefineerd met een esthetischer type keramiek. Een voorbeeld hiervan zou kunnen zijn een onderstructuur van Zirkonium met hierop een veneer uit veldspaatkeramiek. Desondanks de hogere esthetiek wordt de hechtsterkte van het veneer als een van de zwakste schakels van de gelaagde volledig keramische restauraties beschouwd, [28] wat resulteert in delaminatie en fracturen. [29] De bi-gelaagde, volledig keramische restauratie wordt meestal gebruikt als esthetiek het belangrijkste motief is voor het gebruik ervan. De belangrijkste nadelen van dit soort restauratie zijn delaminatie en breuk van de veneers. [30]

Monolithische keramiek zal dus bestaan uit volledig hetzelfde type keramiek. Dit geeft een voordeel op vlak van duurzaamheid van de restauratie waardoor monolithische restauraties meer posterieur kunnen worden gebruikt dan bi-gelaagde keramische restauraties. Hierbij wordt wel ingeboet op de esthetische eigenschappen van de restauratie. [31]

Voor deze studie richten we ons verder op monolithisch volkeramiek.

Verder kunnen we deze categorie nog opdelen afhankelijk van hun samenstelling. Hierbij wordt het onderscheid gemaakt tussen de glasrijke, translucente silicaatkeramieken zoals veldspaatkeramiek en lithiumdisilicaatkeramiek en de glasarme of glasvrije, minder translucente oxidekeramieken.

De glasrijke silicaatkeramieken kan men nogmaals opdelen op basis van glasgehalte en deelstofvulwaarde. Een voorbeeld hiervan is veldspaatkeramiek, dat vooral bestaat uit een glasmatrix en een lage vulwaarde. Hiertegenover staat lithiumdisilicaat glaskeramiek, deze heeft een vulwaarde van 70% met een lager gehalte glasmatrix.

De Oxidekeramieken worden verder opgedeeld in de glas-geïnfiltreerde keramieken zoals Zirkonia, Alumina en Spinell en de polykristallijn-oxidekeramieken zoals Zirkoniumoxide en Aluminiumoxide.[32]

De hoeveelheid glas in deze materialen zal een grote invloed hebben op de esthetische en mechanische eigenschappen. Bij materialen met een hoog glasgehalte zal men lagere mechanische eigenschappen verwachten maar door de verbeterde translucentie die afkomstig is uit dit hoog glasgehalte zullen deze materialen betere esthetische eigenschappen verkrijgen. Een voorbeeld hiervan is veldspaatkeramiek met een buigsterkte van 70 tot 90 MPa. [33] Zirkoniumoxide staat aan het andere uiteinde, met een buigsterkte rond 1000MPa. Dit type keramiek is echter minder doorschijnend en ondoorzichtiger dan keramiek op glasbasis. [34] In deze testen werd een keramiek gekozen op basis van lithiumdisilicaat glaskeramiek. Klinisch gezien wordt deze gezien als een van de meest veelzijdige types keramiek beschikbaar op de markt. Dit door het hoge esthetische potentieel, de goede mechanische eigenschappen en de gunstige hechtsterkte aan tandweefsel, dankzij het silicagehalte. Lithiumdisilicaat glaskeramiek kan worden gebruikt voor zowel tand- als implantaatgedragen restauraties, van kronen tot 3-delige bruggen, van anterieure veneers tot posterieure inlays, onlays en overlays. [30, 31]

Primordiaal voor de overleving van de restauratie is het gekozen cement. Adhesieve cementen hebben al bewezen goede retentie, goede randaansluiting en hoge breukweerstand te bekomen. Sinds de opkomst van de zelfhechtende kunstharscementen, is er nog veel onenigheid over welk type cement de voorkeur geniet, want ook veel goede mechanische eigenschappen zijn toegeschreven aan deze groep. [35-37]

### 2.3 Hechten aan dentine

De belangrijkste bestanddelen van universele kunstharscement zijn een organische matrix bestaande uit functionele acidische monomeren en conventionele di-methacrylaatmonomeren, vulstofdeeltjes en activator-initiatorsystemen. [38]

De organische matrix bestaat voornamelijk uit dimethacrylaatmonomeren zoals bisfenol-A-glycidylmethacrylaat (BisGMA), bisfenol-A-ethoxy dimethacrylaat (BisEMA) en/of urethaandimethacrylaat (UDMA).

Deze dragen bij aan de mechanische eigenschappen, snelle polymerisatiereactie en lage mate van polymerisatiecontractie in kunstharscement. Verder kunnen deze cementen ook nog laagmoleculaire monomeren bevatten zoals tri-ethyleenglycol dimethacrylaat (TEGDMA) en ethyleenglycol dimethacrylaat (EGDMA). Deze worden toegevoegd om de viscositeit te verlagen en het vulstofgehalte te verhogen. [39]

De functionele zure monomeren zoals 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate (10-MDP) en 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride (4-META) zijn verantwoordelijk voor de lage pH in een universeel kunstharscement waardoor het een zelfetsend materiaal tijdens de eerste fasen van de chemische reactie wordt. De chemische hechting van silaan aan silicaat, door het eerder besproken siloxaan netwerk, zal ook versneld worden in de aanwezigheid van deze zure functionele monomeren. [40]

Deze ets-fase is nodig om de smeerlaag en smeerprop op het dentine op te lossen, de tubuli te openen, verwijderen en de bovenste 2 tot 5  $\mu\text{m}$  dentine te demineraliseren. Het zuur lost op en extraheert de apatietminerale fase die normaal de collageenvezels van de dentinematrix bedekt en opent kanaaltjes van 20 tot 30 nm rond de collageenvezels. Omdat de smeerlaag niet wordt verwijderd in een universele kunstharsmatrix wordt deze geïncorporeerd in de hybride laag. Verder zullen 10-MDP en 4-META nog chemisch binden aan enig overgebleven apatietmineralen die nog bevestigd zijn aan de collageenstructuur. [38, 41 en 42]

Daarnaast wordt 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) toegevoegd, deze molecule is bi-functioneel met een hydrofiel en hydrofoob deel waardoor het een positieve invloed heeft op de vorming van een hybride zone ter hoogte van het dentine. HEMA helpt bij het bevochtigen van dentine en het penetreren van zijn collageenstructuur. [41]

Het is belangrijk om een adequate balans te creëren tussen de zure/hydrofiële monomeren en de conventionele/hydrofobe monomeren, om zo de vereiste initiële zelfadhesie van de eerste te bevorderen en uiteindelijk de gewenste stabiliteit op lange termijn te bereiken voor optimale klinische prestaties van het polymeer geproduceerd door de laatste. [38]

De toevoeging van vuldeeltjes zoals kwarts, bariumsilicaat, strontiumsilicaat, zinksilicaat, lithiaaluminiumsilicaat en yttrium- en ytterbiumtrifluoride verbetert de prestaties van het kunstharscement aanzienlijk. Het primaire doel van deze vulstoffen is om het percentage van de organische matrix te verlagen en zo het materiaal te versterken door de druksterkte, treksterkte en elasticiteitsmodulus te verbeteren. Deze vulmaterialen zijn verder verantwoordelijk voor de radiopaciteit, zijn een stabilisator om de verwerkingskenmerken en houdbaarheid van het materiaal te verbeteren en helpen de integriteit van de kunstharsmatrix te behouden. De permanente verbinding tussen de kunstharsmatrix en de vulstoffen wordt tot stand gebracht via een interfase-agent. Deze interfase-agent is silaan en is een bifunctionele molecule die een

binding kan aangaan met de hydroxylgroepen van anorganische vuldeeltjes en met de methacrylgroepen van de organische kunstharismatrix. [39]

Men kan kunsthariscementen chemisch of met zichtbaar licht activeren, of zowel chemisch als met licht. Kunsthariscement dat chemisch gepolymeriseerd is, wordt geproduceerd in een dubbel pastasysteem, de polymerisatie begint door twee componenten te mengen. In het pastasysteem zit in de ene pasta benzoylperoxide dat de polymerisatie initieert en in de andere tertiaire amine dat de polymerisatie versnelt. Kunsthariscement dat met licht wordt gepolymeriseerd, is geproduceerd in een pastasysteem. In deze cementen zit camphorquinone, dat licht zal absorberen, en als versneller alifatisch amine. Dual cure kunsthariscement is een dubbel pasta systeem dat zowel met licht als chemisch polymeriseert. Hierin zitten zowel een polymerisatiestarter (camphorquinone) als chemische activatorcomponenten (peroxytamine). [43]

Na initiële combinatie van de twee pasta's van het kunsthariscement zal deze een lage pH-waarde hebben en een hoge hydrofilie. Gradueel zal de zuurheid van het cement geneutraliseerd worden door de reactie van de zure functionele monomeren met het residuele apatietmineraal op het dentine. Ook zullen deze reageren met de metaaloxiden die aanwezig zijn in het anorganische, zuuroplosbare vulmateriaal. Terwijl de hydrofiele en zure monomeren reageren zal het cement steeds meer hydrofoob worden, wat zeer wenselijk is in een volledig uitgehard kunsthariscement om watersorptie, hygroscopische expansie en hydrolytische afbraak te minimaliseren. De uiteindelijke hoeveelheid van pH-neutralisatie is afhankelijk van de initiële hydrofilie van het cement. Hoe hoger deze is, hoe minder de pH-neutralisatie zal zijn. [38]

#### 2.4 Hechten aan lithiumdisilicaat glaskeramik

Lithiumdisilicaat glaskeramik is een ets-gevoelige keramik door de aanwezigheid van silica, hierbij wordt een hoge hechtsterkte aan het substraat verwacht door middel van micromechanische en chemische binding. De micromechanische hechting tussen keramik en kunsthariscement aan de binnenzijde van de restauratie is gebaseerd op het creëren van oppervlakte micro-onregelmatigheden, putjes en ruwheid door middel van etsen met zuur. Voor glaskeramik is het etsen met fluorwaterstofzuur (HF) tot nu toe de best beproefde procedure, die moet worden uitgevoerd volgens gevalideerde protocollen waarbij rekening wordt gehouden met zowel de zuurconcentratie als de etstijd. Voor LS2 wordt 20 s HF etsen (bij 5% concentratie) voorgesteld, dat is een kortere tijd dan vereist voor veldspaat- en leucietgebaseerde keramik (over het algemeen 60 s). Het is aangetoond dat hogere HF-concentraties (9-10%) met langere

ets-tijden te agressief zijn en relevante schade kunnen veroorzaken, niet alleen aan het oppervlak maar ook aan de interne microstructuur van het materiaal, waardoor de mechanische prestaties (vermindering van buigsterkte), het adhesiepotentieel en het langetermijnsucces van keramische restauraties negatief beïnvloed worden, vooral bij een geringe dikte. [31]

Voor verdere binding tussen lithiumdisilicaat aan kunstharscement wordt een 'silaan coupling agent' toegevoegd. Silaan-koppelingsmiddelen die gebruikt worden in kunstharscement hebben een bi-functionele structuur. Het ene uiteinde van de molecule is hydrofoob en kan zich hechten aan de kunstharsmatrix van het cement, terwijl het andere uiteinde hydrofiel is en zich kan hechten aan het silicaat oppervlak van de keramische restauratie. Wanneer het koppelingsmiddel op het silica oppervlak van de keramische restauratie wordt aangebracht, wordt het hydrofiel uiteinde van de silaan-koppelaar gehydrolyseert. Deze reactie produceert silanolgroepen (Si-OH) op het keramisch silicaat oppervlak.

De gevormde silanolgroepen op het silicaat oppervlak gaan dan condensatiereacties ondergaan met de hydrolyseerbare groepen aanwezig op de silaan koppelaar. Dit resulteert in de vorming van siloxaan (Si-O-Si) bindingen tussen het silaan koppelingsmiddel en het silicaat oppervlak van de keramische restauratie. Het hydrofobe uiteinde van de silaankoppelaar is compatibel met de kunstharsmatrix van het cement. Als de silaankoppelaar eenmaal gebonden is aan het silica oppervlak van de keramische restauratie, zal het hydrofobe uiteinde, bestaande uit afbreekbare functionele groepen, zich tijdens het cementeren hechten aan de kunstharsmatrix van het cement aan de hand van copolymerisatie.

De vorming van siloxaanbindingen tussen de silaankoppelaar en het silica oppervlak van de keramische restauratie verbetert de bevochtiging en hechting van het kunstharscement aan de restauratie. Dit verbetert de hechtsterkte en duurzaamheid van de restauratie. [31, 41- 44]

## 2.5 Aanzet tot onderzoek en PICO-vraag

Universele kunstharscementen worden steeds vaker gebruikt voor het cementeren van verschillende restauratiematerialen, waaronder volkeramische restauraties. Bedrijven bieden telkens een groter en gevarieerder aanbod aan van dit type cementen. Het is echter belangrijk om de retentie en klinische prestaties van deze cementen te evalueren en te vergelijken om de meest geschikte cementkeuze te bepalen.

Voor dit onderzoek werd de onderzoeksvraag opgesteld aan de hand van PICO (problem, intervention, comparison en outcome).

P: Dentine van kalvertanden en lithiumdisilicaat glaskeramiek.

I: Universeel kunstharscementen in combinatie met een bonding agent (adhesieve modus)

C: Universeel kunstharscement cementen zonder bonding agent (zelf-adhesieve modus)

O: Schuifsterkte en type faling.

Hierbij kwam men bij de onderzoeksvraag:

”Heeft universeel kunstharscement (RelyX Universal en G-cem One) zonder gebruik van een aparte bonding agent dezelfde schuifsterkte tussen dentine van kalvertanden en lithiumdisilicaat glaskeramiek als datzelfde universele kunstharscement met het gebruik van een extra bonding agent (Scotchbond Universal Plus en G-cem One Adhesive)?”

### 3. Materialen

#### 3.1 Kunstharscementen

G-CEM ONE™ en 3M™ RelyX™ Universal zijn nieuwe producten waarvan de exacte samenstellingen bedrijfsgeheim zijn. Aan de hand van safety data sheets zijn onderstaande tabellen opgesteld die een schatting geven van de inhoud van de universele kunstharscementen.

##### 3.1.1 G-CEM ONE™

<b>Ingredient</b>	<b>% by Weight</b>
Glass, oxide, chemicals	unknown
2-Hydroxy-1,3 dimethacryloxypropane	≥10-<20%
Urethane Dimethacrylate (UDMA)	10-<25%
Silanamine, 1,1,1-trimethyl-N-(trimethylsilyl)-, hydrolysis products with silica	unknown
3-trimethoxysilylpropyl methacrylate	unknown
titanium dioxide	0.5-<1%
Iron(III)oxide	unknown

triiron tetraoxide	unknown
Camphorquinone	unknown
Iron hydroxide oxide	unknown
ethyl 4-dimethylaminobenzoate	unknown
Benzoyl Thiourea	0.2-<0.5%
6-tert-butyl-2,4-xylenol	0.1-<0.2%
oxobis(pentane-2,4-dionato-O,O')vanadium	0.1-<0.2%
diphenyl(2,4,6-trimethylbenzoyl)phosphine oxide	0.1-<0.2%

**figuur 1: G-CEM ONE™ katalysator pasta [45]**

<b>Ingredient</b>	<b>% by Weight</b>
Silica, vitreous	unknown
Urethane Dimethacrylate (UDMA)	25-<50%
2-Hydroxy-1,3 dimethacryloxypropane	5-<10%
3-trimethoxysilylpropyl methacrylate	unknown
methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate	2.5-<5%
$\alpha,\alpha$ -dimethylbenzyl hydroperoxide	0.5-<1%
Ethylene diaminetetraacetic acid sodium salt	unknown
6-tert-butyl-2,4-xylenol	$\geq 0.2$ -<0.25%

**figuur 2: G-CEM ONE™ base pasta [45]**

<b>Ingredient</b>	<b>% by Weight</b>
-------------------	--------------------

ethyl alcohol	25-<50%
water	unknown
2-[(2-methyl-1-oxoallyl)oxy]ethyl 1,3-dihydro-1,3-dioxoisobenzofuran-5-carboxy late	unknown
2-Hydroxy-1,3 dimethacryloxypropane	≥10-<20%
methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate	5-<10%
Butylated hydroxytoluene	1-<2.5%
oxobis(pentane-2,4-dionato-O,O')vanadium	0.2-<0.5%

**figuur 3: G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer [45]**

MDP (methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate)	Laat binding toe aan glazuur, dentine, zirconia en niet-edele metalen.
4-MET	Hecht aan glazuur en dentine.
MDTP	Hecht aan edele metalen.
Accelerator	Versnelt de chemische uitharding van het cement van de tand om een stabiele binding te garanderen.

**figuur 4: G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer eigenschappen geadverteerd door fabrikant (GC). [25, 26]**

<b>Ingredient</b>	<b>% by Weight</b>
ethyl alcohol	90-<100%



methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate	1-<2.5%
2,2'-ethylenedioxydiethyl dimethacrylate	1-<2.5%
2-Propenoic acid, 2-methyl-, polymer with (chloromethyl)oxirane and 4,4-(1-methylethylidene)bisphenol	0.5-<1%

**figuur 5: G-Multi PRIMER [46]**

### 3.1.2 3M™ RelyX™ Universal

<b>Ingredient</b>	<b>% by Weight</b>
diurethanedimethacrylate	20 - 40
Ytterbium (III) fluoride	30 - 40
Glass powder, surface modified with 2-propenoic acid, 2-methyl-3-(trimethoxysilyl)propyl ester and phenyltrimethoxy silane, bulk material	15 - 30
trithylene glycol dimethacrylate	< 10
Silane, trimethoxyoctyl-, hydrolysis products with silica	< 5
L-Ascorbic acid, 6-hexadecanoate, hydrate (1:2)	< 5
Titanium Dioxide	< 1
Triphenyl Phosphite	< 1
2-hydroxyethyl methacrylate	< 0.5
N,N-Dimethylbenzocaine	< 0.2

**figuur 6: 3M™ RelyX™ Universal katalysator pasta [47]**

<b>Ingredient</b>	<b>% by Weight</b>
2-propenoic acid, 2-methyl-, 3-(trimethoxysilyl)propyl ester, reaction products with vitreous silica	20 - 35
diurethandimethacrylate	20 - 35

triethylene glycol dimethacrylate	20 - 35
mixture of mono- di- and tri-glycerol dimethacrylate ester of phosphoric acid	5 - 15
Silane, trimethoxyoctyl-, hydrolysis products with silica	1 - 10
t-amyl hydroperoxide	< 2.5
2,6-di-tert-butyl-p-cresol	< 1
2-hydroxyethyl methacrylate	< 0.5
Methyl Methacrylate	< 0.5
Acetic acid, copper(2+) salt, monohydrate	< 0.1

**figuur 7: 3M™ RelyX™ Universal base pasta [47]**

<b>Ingredient</b>	<b>% by Weight</b>
2-Propenoic acid, 2-methyl-, diesters with 4,6-dibromo-1,3-benzenediol 2-(2-hydroxyethoxy)ethyl 3-hydroxypropyl diethers	25 - 35
2-Hydroxyethylmethacrylate	15 - 25
2-Propenoic acid, 2-methyl-, reaction products with 1,10-decanediol and phosphorus oxide (P2O5)	< 20
2-Propenoic acid, 2-methyl-, 3-(triethoxysilyl)propyl ester and (3-aminopropyl)triethoxysilane, reaction products with vitreous silica	5 - 15

Ethanol	5 - 15
Water	5 - 15
Camphorquinone	< 2
Copolymer of Acrylic and Itaconic Acid	< 2
N,N-Dimethylbenzocaine	< 2
(3-Aminopropyl)Triethoxysilane	< 0.5
Acetic acid, copper(2+) salt, monohydrate	< 0.1

**figuur 8: 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesive [48]**

BPA derivative free dimethacrylate monomers	Het gebruik van bisphenol A (vaak een afbraakproduct van Bis-GMA) in composieten brengt risico's met zich mee zoals waterabsorptie, grote krimp, polymerisatiestress en mogelijks hormonale nevenwerkingen.
phosphorylated dimethacrylate adhesion monomers	3M™ ESPE zelfhechtende kunstharscementen bevatten op zijn minst twee fosforgroepen zodat het tandoppervlak kan demineraliseren en het cement binnen kan dringen in de tand. Ook bevat het minimaal twee dubbele koolstofbindingen. Dit zorgt voor een grote reactiviteit waardoor de monomeren zich met elkaar verbinden tot een stof met sterke mechanische eigenschappen.
photoinitiator system	Laat lichtpolymerisatie toe.
novel amphiphilic redox initiator system	Dringt dieper binnen in de dentine smeerlaag en verbetert zo de hechting aan dentine.

	Bovendien is het aandeel foto-initiator verminderd zodat overmaat wegname na tack-curing nog eenvoudiger is.
radiopaque fillers	De nieuwe fillers zijn nog radiopaker dan vorige cementen.
rheological additives	Onder druk heeft het cement een lagere viscositeit waardoor het goed vloeit tot aan de restauratieranden. Aan de restauratieranden verlaagt de druk op het cement waardoor het in viscositeit toeneemt en de cementresten makkelijk verwijderd kunnen worden.

**figuur 9: 3M™ RelyX™ Universal eigenschappen geadverteerd door fabrikant (3M) [27]**

BPA derivative free dimethacrylate monomers including a novel radiopaque monomer	Monomeren vrij van BisGMA zijn ontwikkeld zodat geen afbraakproduct BPA vrijgesteld wordt in het mondmilieu. Een van deze monomeren is radiopaak waardoor minder anorganische fillers nodig zijn. Dit komt de viscositeit ten goede.
MDP phosphate monomer	Het 10-methacryloyloxydecyl dihydrogeen fosfaat monomeer zorgt dat de pH van 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief kan verlaagd worden tot 2,7 waardoor het bovendien een etsende werking heeft.
HEMA hydrophilic monomer for wetting dentin	3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief bevat 2-hydroxyethyl methacrylaat. Dit heeft de bijzondere eigenschap om zowel te mengen met water als hydrofobe monomeren. Dit helpt 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief om homogeen te blijven.

3M™ Vitrebond™ Copolymer - 3M proprietary technology for moisture tolerance	Dit is een polyalkeenzuur met veel carboxylgroepen aanwezig in 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief. Het verhoogt de vochttolerantie en kan hechten aan hydroxyapatiet en collageen.
non-settling silica filler for adjusting viscosity and handling	Onder druk vloeit het adhesief beter uit.
ethanol and water	Ethanol in plaats van aceton zorgt voor een langere levensduur omdat aceton sneller verdampt.
photoinitiator system	Een hoge concentratie aan Camphorquinone verzekert foto-initiatie en inhibitie door oxide.
optimized mixture of silanes for high bond to glass ceramics	De toevoeging van amino-functioneel silane zorgt voor een betere hechting aan glaskeramiek vergelijkbaar met 3M™ RelyX™ Ceramic Primer. Intramoleculaire waterstofbruggen tussen gehydrolyseerde silanes kunnen verder gestabiliseerd worden door de amino groep.
dual-cure accelerator	Een overgangsmetaalzout als katalysator voor gemengde uitharding maakt de 3M™ Scotchbond™ Universal Dual Cure Activator overbodig.

**figuur 10: 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief eigenschappen geadverteerd door fabrikant (3M) [49]**

### 3.2 Het gebruik van kalvertanden als substituuat voor menselijke tanden

Voor deze experimenten werden 60 kalvertanden geëxtraheerd. Deze worden gebruikt als substituuat voor mensentanden. In het geval van experimenten in het kader van hechtsterkte, zoals hier uitgevoerd, kan men kalvertanden als betrouwbaar substituuat gebruiken. [50]

### 3.3 Het gebruik van lithiumdisilicaat

In de testen worden blokken IPS™ e.Max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) bijgeslepen tot bruikbare testcoupes. Dit is een type lithiumdisilicaat glaskeramiek gebaseerd op een netwerk van lithium dioxide (Li<sub>2</sub>O) en siliciumdioxide (SiO<sub>2</sub>). Deze basis wordt versterkt met gemiddeld 70% verschillende vulmaterialen om betere mechanische eigenschappen te bereiken.

IPS™ e.Max CAD is de verdere evolutie uit een eerste vorm van glaskeramiek lithiumdisilicaat. In 1998 bracht Ivoclar de IPS™ Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) uit, dit was een lithiumdisilicaat versterkt glaskeramiek. Hierbij werd een indirecte restauratie gefabriceerd door een staaf van het materiaal verhit in een mal te persen. [51]

Verdere verfijning van het productieproces leidde tot de creatie van de IPS™ e.Max Press (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) in 2005. In hetzelfde jaar werd ook de IPS™ e.Max CAD lijn gecreëerd om te accommoderen met de groei en ontwikkeling van digitale tandheelkunde en het opkomen van chair-side tandheelkunde waarbij de nood aan een extern labo voor de productie van kleine indirecte restauraties wordt teniet gedaan. [52, 53]

Het vervaardigen van een IPS e.Max CAD restauratie verloopt in 2 stadia. Het blok e.Max wordt verkregen van de fabrikant in een deels gekristalliseerde vorm, de 'blauwe vorm'. Deze blokken worden vervaardigd door een drukgietsprocedure waarin verschillende combinaties van glas worden gecombineerd (vooral SiO<sub>2</sub>, Li<sub>2</sub>O, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>, ZrO<sub>2</sub>, ZnO, K<sub>2</sub>O en Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>). In deze fase bevat de microstructuur 40% lithiummetasilicaat kristallen (Li<sub>2</sub>SiO<sub>3</sub>) en lithiumdisilicaat (Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) kristal kernen. [54]

In deze fase worden de IPS e.Max CAD blokken geslepen naar hun gewenste restauratie. Doordat in deze fase geslept wordt, zal er minder slijtage optreden aan de boorelementen van de slijpmachines.

De tweede fase wordt bereikt na een hittebehandeling van 20 minuten aan 850°C in een vacuüm.

Tijdens deze warmtebehandeling worden de lithiummetasilicaat kristallen opgelost, kristalliseert lithiumdisilicaat uit de kristal kernen en wordt de keramiek tegelijkertijd geglaazuurd. Het blok verandert ook van blauw naar de gekozen tint en doorschijnendheid. [55]

Hierbij is de finale microstructuur van sterk in elkaar grijpende lithiumdisilicaat kristallen bereikt. Deze lithiumdisilicaat kristallen hebben een grootte van 5µm in lengte en 0.8µm in diameter. Het zijn vooral deze kristallen die het vulpercentage van 70% opmaken in de glasmatrix. Deze microstructuur zorgt voor de buigsterkte van 262-360 MPa en de breuktaaiheid van 2,0-2,5 MPa. [53, 56, 57]

De microstructuur heeft alsook het voordeel van het vroegtijdig stoppen van barsten en het minder tonen van chipping in vergelijking met indirecte restauraties bestaande uit een harde en sterke kern met een esthetische porseleinen bekleding. [58]

## 4. Methodologie

### 4.1 Rundertanden verzamelen en voorbereiden

Op 02/02/2023 zijn 60 rundertanden geëxtraheerd uit de kadavers van kalveren per forceps. Deze zijn bewaard op 3% formaldehyde. Op 07/09/2023 werden deze ontdaan van tandvleesresten en proper gemaakt met ultrasoon. Op 10/09/2023 zijn deze ingebed in Orthocryl® kunsthars (Dentaurum, Ispringen, Duitsland) (**foto 1a**), door middel van een silicone mal en de Ivoclar Ivomat IP3 (**foto 1b**). Deze werd ingesteld op 60°C met een timer van 10 minuten. Op 10/10/2023 zijn deze tanden beslepen door middel van de Buehler Isomet low speed saw (Buehler, Illinois, VS) (**foto 1c**) tot voldoende hechtoppervlakte voor het dentine beschikbaar was.

De geslepen vlakken werden beoordeeld op het oppervlakte van beschikbare dentine. Er was een minimumoppervlakte nodig van 4mm in overeenstemming met de diameter van de lithiumdisilicaat coupes. Elementen met minder dan 4mm worden bijgeslepen, als deze diameter niet kon behaald worden, werden deze niet geselecteerd. Er worden 40 beslepen elementen geselecteerd die aan de vereiste voldoen.



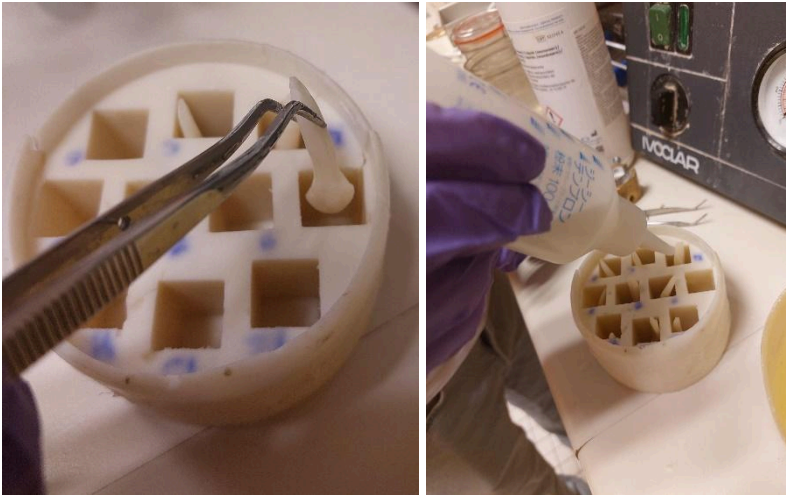


Foto 1a.: Plaatsen van de elementen in een silicone mal en deze inbedden in kunsthars.



Foto 1b./ Ivoclar Ivomat IP3

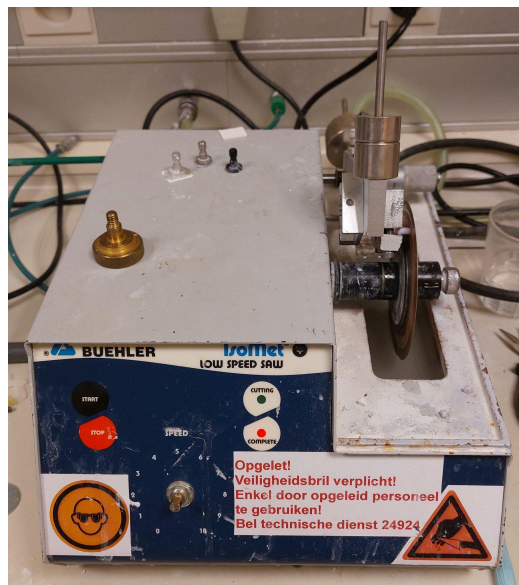


Foto 1c.: Buehler Isomet low speed saw



Foto 1d.: Beslepen element, bekeken vanuit incisaal

## 4.2 Lithium disilicaat glaskeramik verzamelen en voorbereiden

Door middel van CAD is een cilindrisch design gemaakt met 4mm diameter aan de hand van Inlab CAD-software (Dentsply Sirona, North-Carolina VS). Dit design werd gefreesd in 10 blokken LDS C14 van Ivoclar Vivadent in de inLab MC X5 (**foto 2**) van Dentsply Sirona aan de hand van CAM. Met een handstuk en diamantboor zijn deze cilinders voorzichtig losgemaakt van de sprue. Verder werden deze cilinders in coupes gesneden met een hoogte van 3mm aan de hand van de Buehler Isomet low speed saw. Deze coupes worden gekristalliseerd in een Multimat Cube keramiekoven (**foto 2**) (Dentsply Sirona). Dit werd gedaan op een temperatuur van 845 °C en met tijdsduur 10 minuten.



**Foto 2: inLab MC X5 en Multimat Cube keramiekoven**

### 4.3 Cementeringsprotocollen

De tanden worden in vier groepen verdeeld wat betreft hechting van het lithiumdisilicaat glaskeramiek aan het dentine:

#### 4.3.1 G-CEM ONE™ zelfhechtende modus

Het lithiumdisilicaat glaskeramiek werd voorbereid met IPS ceramic etching gel 5% HF (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (**foto 3**) gedurende 20 seconden, waarna het 15 seconden werd gespoeld en gedroogd aan de hand van een 2-functiespuit. G-cem Multi Primer (GC Corporation, Tokyo, Japan) (**foto 4**) werd toegepast op het voorbereide lithiumdisilicaat glaskeramiekoppervlak volgens de aanbevelingen van de fabrikant (20 seconden actief toepassen en 5 seconden uitblazen).

G-CEM ONE™ (GC Corporation, Tokyo, Japan) (**foto 4**) werd toegepast op het voorbereide oppervlak van het lithiumdisilicaat glaskeramiek en bevestigd volgens de aanbevelingen van de fabrikant op het dentineoppervlak. (aanbrengen op lithiumdisilicaat glaskeramiek en matige druk uitoefenen op het dentine). Hierna werd het cement uitgehard aan de hand van lichtpolymerisatie. Hierbij werd elk vlak 2 à 3 seconden belicht waarna het overtollige cement werd weggehaald. Er werd een finale lichtpolymerisatie van 20 seconden uitgevoerd.

#### 4.3.2 G-CEM ONE™ adhesieve modus (+ G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer)

Het lithiumdisilicaat glaskeramiek werd voorbereid met IPS ceramic etching gel 5% HF (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gedurende 20 seconden, waarna het 15 seconden werd gespoeld en gedroogd aan de hand van een 2-functiespuit. G-cem Multi Primer werd toegepast op het voorbereide lithiumdisilicaat glaskeramiekoppervlak volgens de aanbevelingen van de fabrikant (20 seconden actief toepassen en 5 seconden uitblazen). G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer (GC Corporation, Tokyo, Japan) (**foto 4**) werd actief aangebracht op het dentine volgens de aanbevelingen van de fabrikant (20 seconden actief toepassen, 10 seconden wachten en 5 seconden uitblazen).

G-CEM ONE™ werd toegepast op het voorbereide oppervlak van het lithiumdisilicaat glaskeramiek en bevestigd volgens de aanbevelingen van de fabrikant op het dentineoppervlak. (aanbrengen op lithiumdisilicaat glaskeramiek en matige druk uitoefenen op het dentine). Hierna werd het cement uitgehard aan de hand van lichtpolymerisatie. Hierbij werd elk vlak 2 à 3

seconden belicht waarna het overtollige cement werd weggehaald. Er werd een finale lichtpolymerisatie van 20 seconden uitgevoerd.

#### **4.3.3 3M™ RelyX™ Universal zelfhechtende modus**

Het lithiumdisilicaat glaskeramik werd voorbereid met IPS ceramic etching gel 5% HF (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gedurende 20 seconden, waarna het 15 seconden werd gespoeld en gedroogd aan de hand van een 2-functiespuit. 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief (3M ESPE, St. Paul, US) (**foto 4**) werd toegepast op het voorbereide lithiumdisilicaat glaskeramikoppervlak volgens de aanbevelingen van de fabrikant (20 seconden actief toepassen en 5 seconden uitblazen).

3M™ RelyX™ Universal kunstharoscement (3M) (**foto 4**) werd toegepast op het voorbereide oppervlak van het lithiumdisilicaat glaskeramik en bevestigd volgens de aanbevelingen van de fabrikant op het dentineoppervlak. (aanbrengen op lithiumdisilicaat glaskeramik en matige druk uitoefenen op het dentine). Hierna werd het cement uitgehard aan de hand van lichtpolymerisatie. Hierbij werd elk vlak 2 à 3 seconden belicht waarna het overtollige cement werd weggehaald. Er werd een finale lichtpolymerisatie van 20 seconden uitgevoerd.

#### **4.3.4 3M™ RelyX™ Universal adhesieve modus (+ 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief)**

Het lithiumdisilicaat glaskeramik werd voorbereid met IPS ceramic etching gel 5% HF (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gedurende 20 seconden, waarna het 15 seconden werd gespoeld en gedroogd aan de hand van een 2-functiespuit. 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief werd toegepast op het voorbereide lithiumdisilicaat glaskeramikoppervlak volgens de aanbevelingen van de fabrikant (20 seconden actief toepassen en 5 seconden uitblazen). 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief werd actief aangebracht op het dentine volgens de aanbevelingen van de fabrikant (20 seconden actief toepassen en 5 seconden uitblazen).

3M™ RelyX™ Universal kunstharoscement (3M ESPE, St. Paul, US) werd toegepast op het voorbereide oppervlak van het lithiumdisilicaat glaskeramik en bevestigd volgens de aanbevelingen van de fabrikant op het dentineoppervlak. (aanbrengen op lithiumdisilicaat glaskeramik en matige druk uitoefenen op het dentine). Hierna werd het cement uitgehard aan de hand van lichtpolymerisatie. Hierbij werd elk vlak 2 à 3 seconden belicht waarna het

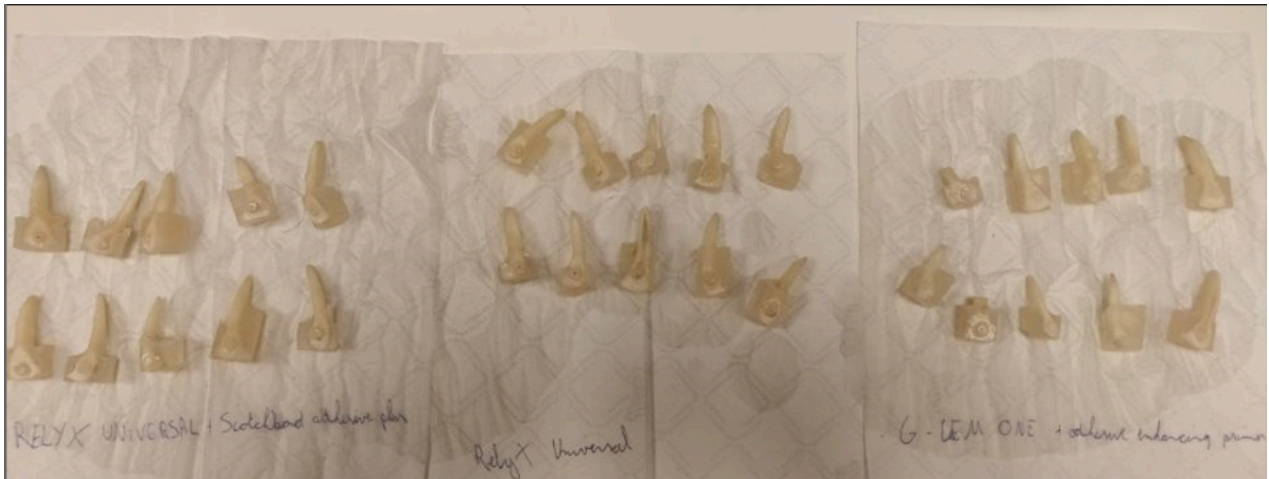
overtollige cement werd weggehaald. Er werd een finale lichtpolymerisatie van 20 seconden uitgevoerd.



Foto 3: IPS ceramic etching gel 5% HF (Ivoclar Vivadent)



Foto 4: 3M™ RelyX™ Universal kunstharcement, 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief, G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer, G-cem Multi Primer en G-CEM ONE™



**Foto 5: Gecementeerde lithiumdisilicaat glaskeramiek op de geslepen runderelementen na thermocycling**

#### 4.4 Thermocycling

Bij het in vitro testen van tandheelkundige materialen is het nodig deze artificieel te verouderen om een zo nabij mogelijke simulatie te verkrijgen van het verblijven van deze materialen in een orale caviteit. Alsook de stress te ondergaan van het consumeren van voedsel en dranken. Dit wordt gedaan aan de hand van een thermocyclingmachine. Hierbij worden de samples afwisselend ondergedompeld in een bad met koud en warm water. [59]

Er bestaat veel onenigheid over de minimale en maximale temperatuur, de onderdompelingstijd en het aantal cycli om optimaal te thermocyclen. [60]

In deze studie werden de voorgestelde universele waarden van Sigfus Thor Eliasson en Jon Einar Dahla overgenomen. Dit bedraagt een maximum en minimum temperatuur van respectievelijk 55°C en 5°C, een onderdompelingstijd van 60 seconden en een tussenfase van twee seconden. Dit werd aangehouden voor 5000 cycli. [59]

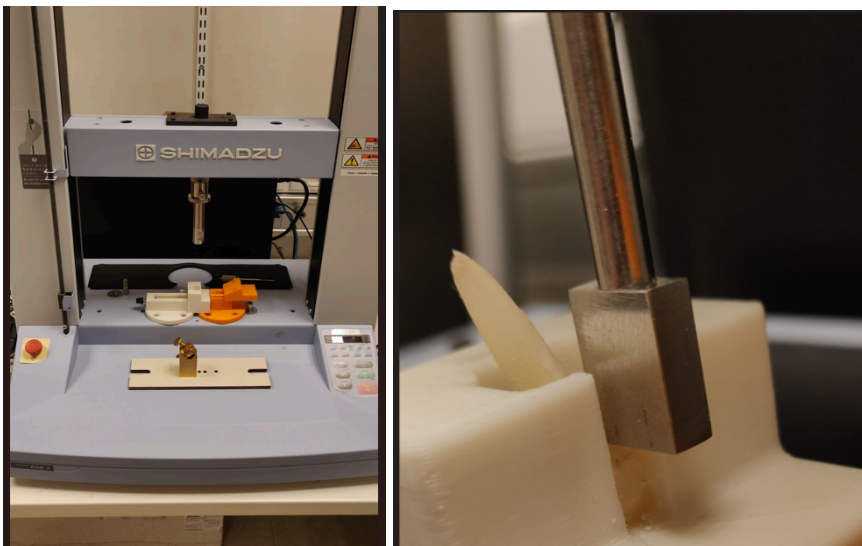
Alle 40 exemplaren worden artificieel verouderd door gebruik te maken van thermocycling. Dit voor 5000 cyclussen waarbij in elke cyclus het exemplaar eerst in een bad van 5°C wordt ondergedompeld voor 30 seconden en daarna in een bad van 55°C wordt ondergedompeld voor 30 seconden.



**Foto 6: Samples in de thermocycler**

Er wordt een mal ge-3D-print om de samples te fixeren. De coupes worden aan de kunsthars bijgeslepen om zo optimaal en stabiel mogelijk in deze mal gepositioneerd te kunnen worden. De mal wordt met schroeven bevestigd op de universele testmachine (Shimadzu, Kyoto, Japan).

De schuifsterkte wordt bepaald met een testsnelheid van 5mm/min. De kracht nodig voor het falen van de verbinding tussen lithiumdisilicaat glaskeramiek en het dentineoppervlak wordt per exemplaar genoteerd. Het hechtingsgebied werd onderzocht met een lichtmicroscop en aan de hand van het type faling opgedeeld in 4 categorieën: adhesieve faling, cohesieve faling van het dentine, cohesieve faling van het lithiumdisilicaat glaskeramiek of een combinatie.



**Foto 7: Mal verankerd in Shimadzu universele testmachine**

## 4. Resultaten

### 4.1 Schuifsterkte

Na thermocycling was de volledige G-CEM ONE zelfhechtende groep adhesief gefaald. Er werd besloten om deze groep niet op te nemen in de gegevensverwerking. In **figuur 11** staan de resultaten van de schuifsterkte test van de overige drie groepen opgesomd.

<b>G-CEM ONE + G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer (adhesief)</b>	<b>3M™ RelyX™ Universal (zelfhechtend)</b>	<b>3M™ RelyX™ Universal + 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesive (adhesief)</b>
109,650 N (1)	71,265 N (11)	77,175 N (21)
141,075 N (2)	59,550 N (12)	42,925 N (22)
125,010 N (3)	129,650 N (13)	59,175 N (23)
140,350 N (4)	167,000 N (14)	91,550 N (24)
106,950 N (5)	46,375 N (15)	70,475 N (25)
162,900 N (6)	46,450 N (16)	47,000 N (26)
140,375 N (7)	76,950 N (17)	37,450 N (27)
77,200 N (8)	77,075 N (18)	75,200 N (28)
68,175 N (9)	92,785 N (19)	32,550 N (29)
50,975 N (10)	69,375 (20)	76,125 N (30)

**figuur 11: schuifsterkte (N)**

Om deze resultaten te kunnen vergelijken met de literatuur moeten we ze eerst omzetten naar p (MPa) met behulp van volgende formule, waarbij hechtoppervlakte  $A = 1,25663706 \times 10^{-5} \text{ m}^2$  of  $0,0000125663706 \text{ m}^2$ :

$$p = F / A * 10^{-6}$$

Zo bekomen we schuifsterkte zoals opgesomd in **figuur 12**.



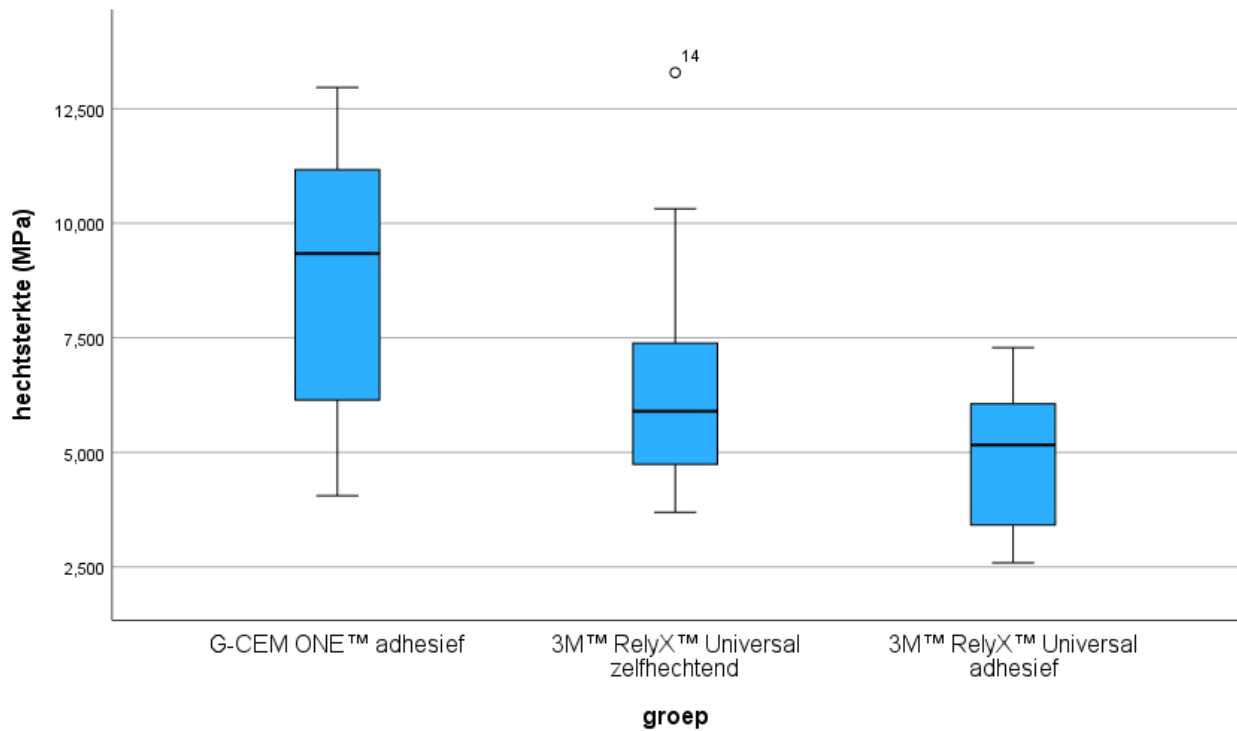
<b>G-CEM ONE™ +G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer (adhesief)</b>	<b>3M™ RelyX™ Universal (zelfhechtend)</b>	<b>3M™ RelyX™ Universal + 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesive (adhesief)</b>
8,7257 MPa (1)	5,6704 MPa (11)	6,1414 MPa (21)
11,225 MPa (2)	4,7388 MPa (12)	3,4159 MPa (22)
9,9480 MPa (3)	10,317 MPa (13)	4,7090 MPa (23)
11,169 MPa (4)	13,289 MPa (14)	7,2853 MPa (24)
8,5108 MPa (5)	3,6904 MPa (15)	5,6082 MPa (25)
12,963 MPa (6)	3,6964 MPa (16)	3,7401 MPa (26)
11,171 MPa (7)	6,1235 MPa (17)	2,9802 MPa (27)
6,1434 MPa (8)	6,1334 MPa (18)	5,9842 MPa (28)
5,4252 MPa (9)	7,3836 MPa (19)	2,5902 MPa (29)
4,0565 MPa (10)	5,5207 MPa (20)	6,0578 MPa (30)

**figuur 12: schuifsterkte (MPa)**

Door middel van beschrijvende statistiek kunnen gemiddelde, standaarddeviatie en betrouwbaarheidsintervallen berekend worden. Een boxplot visualiseert deze gegevens. (**figuur 13 en 14**)

hechtsterkte (MPa)	G-CEM ONE + Adhesive Enhancing Primer (adhesief)	3M™ RelyX™ universal (zelfhechtend)	3M™ RelyX™ universal + 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesive (adhesief)	totaal
<b>N</b>	10	10	10	30
<b>gemiddelde</b>	8.9338	6.6966	4.8512	6.8273
<b>standaarddeviatie</b>	2.9178	3.0131	1.5927	3.0215
<b>standaardfout</b>	0.92270	0.95282	0.50365	0.55165
<b>ondergrens betrouwbaarheidsi nterval</b>	6.8465	4.5412	3.7119	5.6990
<b>bovengrens betrouwbaarheidsi nterval</b>	11.021	8.8520	5.9906	7.9554
<b>minimum</b>	4.0565	3.6904	2.5902	2.5902
<b>maximum</b>	12.963	13.289	7.2853	13.289

figuur 13: gemiddelde, standaarddeviatie en betrouwbaarheidsintervallen van de drie groepen.



**figuur 14: boxplot om de beschrijvende statistiek te visualiseren**

Om na te gaan of de variantie van de drie groepen gelijk is, wordt Levene's test toegepast. De Levene test is niet significant ( $p = 0.293$ ). In combinatie met de 3 onafhankelijke groepen die onderling vergeleken worden voor de continue variabele schuifsterkte (MPa), betekent dit dat one-way ANOVA de best aangewezen test is om deze data te onderzoeken. (figuur 15)

hechtsterkte (MPa)	som van kwadraten	df	gemiddelde kwadraten	F	p
inter groepen	83.592	2	41.796	6.229	0.006
intra groepen	181.16	27	6.710		
totaal	264.76	29			

**figuur 15: One-way ANOVA test**

De nulhypothese van de One-way ANOVA test stelt dat er geen enkel significant verschil is tussen de groepen onderling. De nulhypothese wordt verworpen ( $p = 0.006$ ). Tussen minstens twee groepen is er een significant verschil in schuifsterkte. Door middel van post hoc test wordt onderzocht tussen welke groepen er een significant verschil is. Tukey's test is de statistische analyse van voorkeur wanneer er een paarsgewijze vergelijking wordt gemaakt. (**figuur 16**)

groep 1	groep 2	gemiddeld verschil (groep 1 - groep 2)	standaardfout	p
G-CEM ONE (adhesief)	3M™ RelyX™ Universal (zelfhechtend)	2.2372	1.1584	0.149
	3M™ RelyX™ Universal (adhesief)	4.0826	1.1584	0.004
3M™ RelyX™ Universal (zelfhechtend)	G-CEM ONE (adhesief)	-2.2372	1.1584	0.149
	3M™ RelyX™ Universal (adhesief)	1.8454	1.1584	0.266
3M™ RelyX™ Universal (adhesief)	G-CEM ONE (adhesief)	-4.0826	1.1584	0.004
	3M™ RelyX™ Universal (zelfhechtend)	-1.8454	1.1584	0.266

**figuur 16: Tukey's HSD Test**

Er is een significant verschil gemeten tussen de adhesieve G-CEM ONE™ groep en de adhesieve 3M™ RelyX™ Universal groep. ( $p = 0.004$ ) De overige groepen verschillen onderling niet significant. ( $p > 0.05$ )

#### 4.2 Methode van faling

Er zijn drie types faling: cohesief, adhesief en gemengd. Cohesief wordt gedefinieerd als breuklijn die volledig door het dentine of volledig door het kunstharscement loopt. Adhesief is faling waarbij de breuklijn volledig tussen dentine en kunstharscement loopt. Gemengd staat voor een combinatie van adhesieve en cohesieve faling. [61]

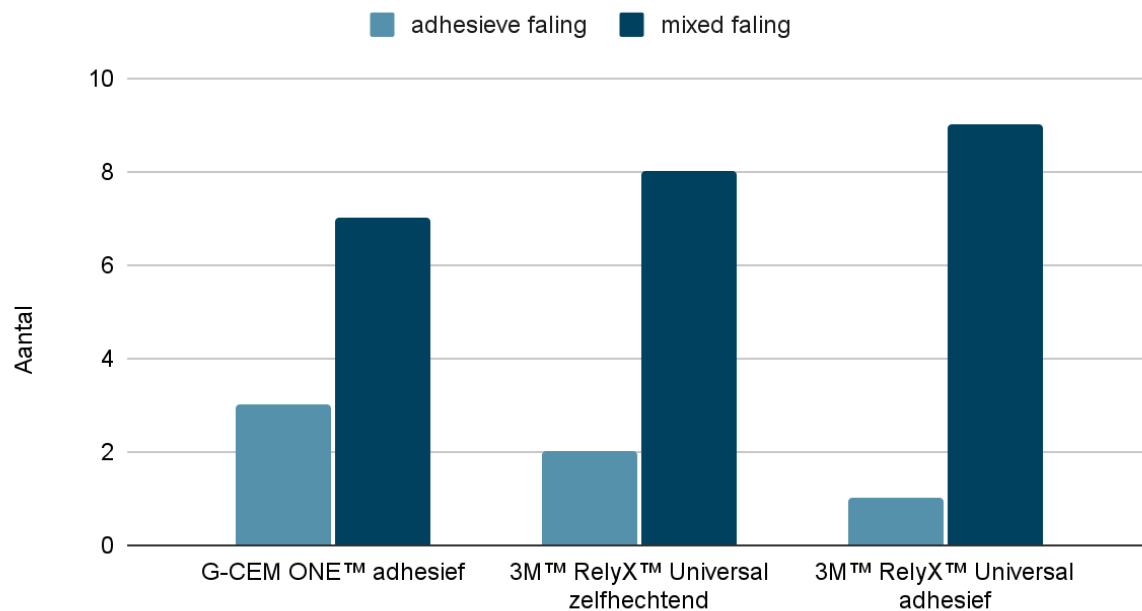
De zelfhechtende G-CEM ONE groep is 100% adhesief gefaald tijdens thermocycling en wordt niet opgenomen in de statistische analyse. Met behulp van lichtmicroscopie werd de methode van faling van de overige drie groepen gedocumenteerd. (figuur 17)

<b>G-CEM ONE + G-CEM ONE™ Adhesive Enhancing Primer (adhesief)</b>	<b>3M™ RelyX™ Universal (zelfhechtend)</b>	<b>3M™ RelyX™ Universal + 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesive (adhesief)</b>
gemengd (1)	gemengd (11)	gemengd (21)
adhesief (2)	adhesief (12)	gemengd (22)
adhesief (3)	gemengd (13)	gemengd (23)
gemengd (4)	gemengd (14)	gemengd (24)
gemengd (5)	gemengd (15)	gemengd (25)
gemengd (6)	gemengd (16)	gemengd (26)
gemengd (7)	gemengd (17)	gemengd (27)
adhesief (8)	gemengd (18)	gemengd (28)
gemengd (9)	gemengd (19)	adhesief (29)
gemengd (10)	adhesief (20)	gemengd (30)

**figuur 17: methode van faling**

Met behulp van beschrijvende statistiek worden de resultaten gevisualiseerd. (figuur 18)

### methode van falings



**figuur 18: staafdiagram die de verdeling van methode van falings weergeeft.**

De gepaste statistische test om categorische data te analyseren is de chi-kwadraattest. Er is niet voldaan aan de voorwaarde om een chi-kwadraat test te mogen uitvoeren. 50% (maximum 20%) van de cellen heeft een frequentie lager dan 5%. Dus wordt gebruikgemaakt van de Fisher's Exact Test in de plaats. De Fisher's Exact Test toont aan dat er geen evidentie is om aan te nemen dat de methode van falings significant verschillend is. ( $p = 0.847$ )

## 5. Discussie

### 5.1 Resultaten bespreken

De eerste nulhypothese stelt dat er geen verschil is in schuifsterkte tussen de adhesieve modus en de zelfhechtende modus van de universele kunstharscementen. Door falen van de groep zelfhechtende G-CEM ONE™, zullen we de nulhypothese enkel toetsen aan de 3M™ RelyX™ Universal groep. One-way ANOVA leert dat er een significant verschil is tussen minstens twee van de drie groepen ( $p = 0.006$ ). Tukey's test is de statistische analyse van voorkeur wanneer er een paarsgewijze vergelijking wordt gemaakt. Deze toont aan dat er geen significant verschil ( $p = 0.266$ ) is tussen 3M™ RelyX™ Universal in zelfhechtende modus en adhesieve modus. De nulhypothese kan dus ook voor 3M™ RelyX™ Universal niet verworpen worden.

Er is een significant verschil gemeten tussen G-CEM ONE™ in adhesieve modus en 3M™ RelyX™ Universal in adhesieve modus. G-CEM ONE™ heeft een significant ( $p = 0.004$ ) betere hechting dan 3M™ RelyX™ Universal wanneer in adhesieve modus aangebracht.

De tweede nulhypothese stelt dat er geen verschil is in methode van falen tussen de adhesieve modus en de zelfhechtende modus. De Fisher's Exact Test leert dat ook deze nulhypothese niet verworpen kan worden ( $p = 0.847$ ).

### 5.2 Waarom geen tensile bond strength test?

Het gevaar van de schuifsterkte test bij moderne kunstharscementen is dat er veel cohesieve falingen in het dentine optreden wanneer krachten groter dan 20 MPa nodig zijn om falen te bewerkstelligen. Cohesieve falen in het dentine betekent dat de sterkte van het kunstharscement nog hoger ligt, maar niet exact gemeten kan worden door middel van de schuifsterkte test en dus beter voor een tensile bond strength test kan geselecteerd worden. [62, 63]

In dit onderzoek zijn geen cohesieve falen in het dentine gemeten en is schuifsterkte test dus nog steeds een gepaste methode om toe te passen.

Scherrer et al. [64] toonden in hun meta-analyse aan dat treksterkte testen geen lagere standaarddeviatie hebben dan schuifsterkte testen, respectievelijk 20-53% en 24-45%. Een treksterkte test zou dus niet de spreiding van onze resultaten verlaagd hebben.

Niet alleen het verschil tussen tensile bond strength en shear bond strength kan een invloed hebben op de gemeten kracht waarbij faling optreedt, maar ook of deze test op micro- of macroniveau uitgevoerd worden. Scherrer et al. [64] definiëren microniveau als een hechtoppervlakte van ongeveer 1mm<sup>2</sup> en macroniveau als een hechtoppervlakte van ongeveer 7mm<sup>2</sup>. Hun meta-analyse vond dat hechtsterkte omgekeerd evenredig is met hechtoppervlakte. Dit kan verklaard worden door de Weibull distributie. Hoe groter de oppervlakte, hoe groter de kans om een verzwakkende factor te vinden.

Deze test heeft een hechtoppervlakte van 4mm<sup>2</sup>.

### 5.3 Vergelijkbare onderzoeken

Atalay et al. [65] vergeleken ook de schuifsterkte van universele kunstharscementen aan dentine en lithium disilicaat glaskeramiek. De samples zijn 24 uur op 37°C bewaard. Voor de hechting van G-CEM ONE™ zelfhechtende modus, G-CEM ONE™ adhesieve modus, 3M™ RelyX™ Universal zelfhechtende modus en 3M™ RelyX™ Universal adhesieve modus meten ze respectievelijk 21.75 MPa ± 1.77, 26.27 MPa ± 3.40, 19.61 MPa ± 1.66 en 21.27 MPa ± 2.34. Enkel de zelfhechtende 3M™ RelyX™ Universal groep heeft een significant zwakkere hechtsterkte. Fisher's Exact test toont een significant verschil in methode van falen. Bij G-CEM ONE™ zelfhechtende modus, G-CEM ONE™ adhesieve modus, 3M™ RelyX™ Universal zelfhechtende modus en 3M™ RelyX™ Universal adhesieve modus is respectievelijk 100%, 33.3%, 100% en 91.6% adhesieve falen gemeten.

Bit-Na et al. [66] hebben een micro-tensile bond strength test uitgevoerd waarin G-CEM ONE™ in zelfhechtende modus (9.2 MPa ± 2.2) vergeleken wordt met G-CEM ONE™ in adhesieve modus (20.1 MPa ± 5.5). Dit levert een statistisch significant resultaat op in het voordeel van adhesieve modus. 73.3% van de samples in de zelfhechtende groep tonen adhesieve falen waar 40% van de samples in de adhesieve groep adhesieve falen vertonen. Bij deze studie is geen gebruik gemaakt van thermocycling en is de micro-tensile bond strength test toegepast in plaats van de shear bond strength test. Dus we kunnen geen 1 op 1 vergelijking doen met onze studie, maar de algemene lijn lijkt dat de overleving van G-CEM ONE™ significant geoptimaliseerd kan worden door gebruik te maken van de adhesieve modus in plaats van de zelfhechtende modus.

Andrews et al. [67] hebben een schuifsterkte test uitgevoerd van 3M™ RelyX™ Universal waarbij een hechtsterkte van 22.0 MPa ± 9.8 en 9.1 MPa ± 3.7 met en zonder 3M™ Scotchbond™



Universal Plus Adhesief bekomen werd. De ongepaarde student's t-test toont aan dat het gebruik van 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief in deze studie een significante verbetering in schuifsterkte geeft. Ook waren er significant meer gemengde falingen door het bijkomend gebruik van 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief. In tegenstelling tot onze studie stelt deze studie dat er wel een significant verschil is in hechtsterkte en methode van falen tussen 3M™ RelyX™ Universal adhesieve modus en zelfhechtende modus. Onderstaande tabel geeft de verschillen weer in methodologie tussen deze studie en dit onderzoek.

<b>Andrews et al.</b>	<b>Vandeweghe et al.</b>
n = 12	n = 10
molaren van mensen	rundertanden
100 gram gewicht om LDS consistent aan te brengen.	LDS met vingerdruk appliceren.
2000 cycli	5000 cycli
1mm/min. crosshead speed	5mm/min. crosshead speed
120- and 400 grit silicone carbide papier	geen extra opruwing

**figuur 19: vergelijking methode Andrews et al. en Vandeweghe et al.**

Rohr et al. [68] hebben de hechting van 3M™ RelyX™ Universal in zelfhechtende modus en adhesieve modus aan dentine onderzocht. Zo vonden ze voor de hechting aan dentine bij de zelfhechtende groep  $10,8 \text{ MPa} \pm 3,7$  en de adhesieve groep  $18,2 \text{ MPa} \pm 3,3$ . Bij deze studie is enkel de adhesieve groep bijkomend onderworpen aan thermocycling die de hechtsterkte verlaagde tot  $12,4 \pm 4,6 \text{ MPa}$ . Het gebruik van adhesief verlaagt ook het aandeel adhesieve falen van 10/15 naar 2/15.

Breschi et al. [69] hebben ook 3M™ RelyX™ Universal in adhesieve modus vergeleken met zelfhechtende modus, maar ook de SAL-techniek, selective adhesive luting techniek. Deze laatste stelt dat bij subgingivale preparaties, waarbij het plaatsen van een rubberdam problematisch kan zijn, 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief uitsluitend wordt aangebracht op het dentineoppervlak dat niet grenst aan de gingivarand. Hierdoor wordt

voorkomen dat het dentineoppervlak gecontamineerd raakt met speeksel of bloed. De resultaten waren voor zelfhechtende modus, 50% dentine oppervlaktebedekking (SAL-techniek) met 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief en 100% dentine oppervlaktebedekking met 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesief, respectievelijk  $9.48 \text{ MPa} \pm 3.0$ ,  $19.4 \text{ MPa} \pm 6.69$  en  $24.64 \text{ MPa} \pm 5.02$ . Het verschil is statistisch significant. Bij deze studie is geen gebruik gemaakt van thermocycling.

#### 5.4 Waarom verschilt adhesieve modus niet significant van zelfhechtende modus?

Er is meer literatuur die aantoont dat 3M™ RelyX™ Universal significant beter hecht in adhesieve modus dan zelfhechtende modus. Hoe komt het dat deze in vitro test dan niet significant is? De eerste hypothese is dat adhesieve modus techniek gevoeliger is dan zelfhechtende modus. Deze test is uitgevoerd door beginnende praktici met weinig ervaring.

Deze test is uitgevoerd met rundertanden. Deze hebben meer dentinetubuli, maar nog belangrijker grotere dentinetubuli. Dit betekent dat de zelfhechtende modus beter in de dentinetubuli kan dringen en mogelijks dus beter kan hechten aan rundertanden dan aan mensentanden. [50]

Een andere factor is smeerlaagvorming. In deze test is het dentine oppervlakte niet bijkomend opgeruwd door middel van carbidepapier of zandstralen, wat een invloed kan hebben op de vorming van de hybride laag. [70]

Een andere variabele factor is de crosshead speed. Er is geen literatuur die gebruikmaakt van RelyX Universal om deze variabele te onderzoeken, maar wel literatuur met andere materialen. Hara et al. [71] hebben Single Bond (3M) en Z-100 (3M) composiet op dentine aangebracht. Er was geen significant verschil gemeten tussen de gemiddelde schuifsterktes, maar wel een recht evenredig effect tussen spreiding en crosshead speed. Om meer voorspelbare resultaten met minder spreiding te bekomen, raden zij een crosshead speed van 0.50-0.75 aan. Dit in vitro onderzoek is uitgevoerd met een crosshead speed van 5mm/min. en heeft dus vermoedelijk meer spreiding van de resultaten dan wanneer een lagere crosshead speed zou gebruikt zijn.

## 6. Conclusie

Dit in vitro onderzoek meet dat G-CEM ONE™ in adhesieve modus een significant betere schuifsterkte heeft dan 3M™ RelyX™ Universal in adhesieve modus. In tegenstelling tot de literatuur is er geen significant verschil tussen 3M™ RelyX™ Universal in zelfhechtende modus en adhesieve modus gemeten. Verder onderzoek is nodig om aan te tonen welke variabele factor verantwoordelijk is voor dit verschil met de literatuur en om deze in vitro resultaten te vertalen naar de dagdagelijkse praktijk.

## 7. Referenties

1. John F. McCabe AWGW. Applied dental materials Blackwell Publishing Ltd; 2008.
2. Yost O LC, English R, et al. Masticatory System: Anatomy and Function 2020. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557988/>.
3. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Sinkewiz SL, Ginsberg SB. Occlusal forces during chewing--influences of biting strength and food consistency. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1981;46(5):561-7.
4. Dodge WW, Weed RM, Baez RJ, Buchanan RN. The effect of convergence angle on retention and resistance form. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985). 1985;16(3):191-4.
5. Politano G, Van Meerbeek B, Peumans M. Nonretentive Bonded Ceramic Partial Crowns: Concept and Simplified Protocol for Long-lasting Dental Restorations. *The journal of adhesive dentistry*. 2018;20(6):495-510.
6. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ. Dental luting agents: A review of the current literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(3):280-301.
7. Li ZC, White SN. Mechanical properties of dental luting cements. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(5):597-609.
8. Lindquist TJ, Connolly J. In vitro microleakage of luting cements and crown foundation material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(3):292-8.
9. Rossetti PH dVA, de Carvalho RM, De Goes MF, Pegoraro LF. Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(1):64-9.
10. Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(3):265-73.

11. Ronald L. Sakaguchi JF, John M. Powers. Restorative dental materials. St Louis, MO: Mosby1989.
12. Voruganti K. Dental materials: properties and manipulation. 9 ed. St Louis, MO: Mosby-Elsevier; 2008.
13. Larson TD. Cementation: methods and materials. Part two. Northwest dentistry. 2013;92(6):29-35.
14. Heboyan A, Vardanyan A, Karobari MI, Marya A, Avagyan T, Tebyaniyan H, et al. Dental Luting Cements: An Updated Comprehensive Review. *Molecules* (Basel, Switzerland). 2023;28(4).
15. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *American journal of dentistry*. 2003;16(5):329-34.
16. Wiedenmann F, Becker F, Eichberger M, Stawarczyk B. Measuring the polymerization stress of self-adhesive resin composite cements by crack propagation. *Clinical oral investigations*. 2021;25(3):1011-8.
17. Eltoukhy RI, Elkaffas AA, Ali AI, Mahmoud SH. Indirect Resin Composite Inlays Cemented with a Self-adhesive, Self-etch or a Conventional Resin Cement Luting Agent: A 5 Years Prospective Clinical Evaluation. *Journal of dentistry*. 2021;112:103740.
18. Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *Journal of oral rehabilitation*. 2011;38(4):295-314.
19. Burke FJ, Crisp RJ, Richter B. A practice-based evaluation of the handling of a new self-adhesive universal resin luting material. *International dental journal*. 2006;56(3):142-6.
20. Hill EE, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Australian dental journal*. 2011;56 Suppl 1:67-76.
21. Miotti LL, Follak AC, Montagner AF, Pozzobon RT, da Silveira BL, Susin AH. Is Conventional Resin Cement Adhesive Performance to Dentin Better Than Self-adhesive? A

Systematic Review and Meta-Analysis of Laboratory Studies. Operative dentistry. 2020;45(5):484-95.

22. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D. Self-adhesive resin cements. Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]. 2010;22(6):412-9.
23. Company 3m, 3M Science Applied to Life. 3M RelyX universal resin cemen. Available at: [https://www.3m.com/3M/en\\_US/dental-us/featured-products/relyx-universal/](https://www.3m.com/3M/en_US/dental-us/featured-products/relyx-universal/)
24. Jin XZ, Homaei E, Matinlinna JP, Tsoi JKH. A new concept and finite-element study on dental bond strength tests. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2016;32(10):e238-e50.
25. Corporation G. G-CEM ONE™ Self-adhesive resin cement. 2021.
26. Corporation G. G-CEM™ Veneer van GC. 2019.
27. Company M. 3M™ RelyX™ Universal Resin Cement Technical Product Profile. 2020.
28. Holden JE, Goldstein GR, Hittelman EL, Clark EA. Comparison of the marginal fit of pressable ceramic to metal ceramic restorations. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. 2009;18(8):645-8.
29. Rekow ED, Silva NR, Coelho PG, Zhang Y, Guess P, Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvements. Journal of dental research. 2011;90(8):937-52.
30. Warreth A, Elkareimi Y. All-ceramic restorations: A review of the literature. The Saudi dental journal. 2020;32(8):365-72.
31. Zarone F, Di Mauro MI, Ausiello P, Ruggiero G, Sorrentino R. Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. BMC oral health. 2019;19(1):134.
32. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. The International journal of prosthodontics. 2015;28(3):227-35.

33. Powers JM, and John C. Wataha. *Dental Materials-E-Book: Foundations and Applications*: Elsevier Health Sciences; 2015.
34. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, Ferrari M. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *Journal of dentistry*. 2017;60:70-6.
35. Manso AP, Carvalho RM. *Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements*. *Dental clinics of North America*. 2017;61(4):821-34.
36. Silva e Souza MH, Jr., Carneiro KG, Lobato MF, Silva e Souza Pde A, de Goes MF. Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2010;18(3):207-14.
37. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28(26):3757-85.
38. Manso AP, Carvalho RM. *Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements*. *Dental clinics of North America*. 2017;61(4):821-34.
39. Maletin A, Knezevic MJ, Koprivica DD, Veljovic T, Puskar T, Milekic B, Ristic I. *Dental Resin-Based Luting Materials-Review*. *Polymers*. 2023;15(20).
40. Taguchi S, Komine F, Kubochi K, Fushiki R, Kimura F, Matsumura H. Effect of a silane and phosphate functional monomer on shear bond strength of a resin-based luting agent to lithium disilicate ceramic and quartz materials. *Journal of oral science*. 2018;60(3):360-6.
41. Sakaguchi R. *CRAIG'S RESTORATIVE DENTAL MATERIALS*. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2019.
42. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(2):135-41.
43. Sümer ED, Yalçın. Contemporary Permanent Luting Agents Used in Dentistry: A Literature Review. *International Dental Research*. 2011;11(1).

44. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.
45. Corporation G. Safety Data Sheet G-CEM ONE - Paste A, Paste B & Primer 2020 [updated 27/07/2020. Available from:  
[https://www.henryschein.co.nz/documents/msds/LIVE/GC/G-CEM%20ONE%20Paste%20A,%20Paste%20B%20&%20Primer\\_SDS\\_Exp\\_20250727.pdf](https://www.henryschein.co.nz/documents/msds/LIVE/GC/G-CEM%20ONE%20Paste%20A,%20Paste%20B%20&%20Primer_SDS_Exp_20250727.pdf).
46. Corporation G. Safety data sheet G-Multi PRIMER 2023. Available from:  
[https://www.gc.dental/europe/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/gmultiprimer/sds/DS\\_G-Multi\\_PRIMER\\_EU.pdf](https://www.gc.dental/europe/sites/europe.gc.dental/files/products/downloads/gmultiprimer/sds/DS_G-Multi_PRIMER_EU.pdf).
47. Company M. 3M™ RelyX™ Universal Refill Kit A1 Safety Sheet 2020. Available from:  
<https://www.dentalsky.com/amfile/file/download/file/1666/product/14465/>.
48. Company M. 3M™ Scotchbond Universal Plus Safety Data Sheet 2021. Available from:  
[https://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSuUn\\_zu8l\\_gINx\\_1OY\\_v4v70k17zHvu9lxtD7SSSSSS%E2%80%93](https://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=SSSSSuUn_zu8l_gINx_1OY_v4v70k17zHvu9lxtD7SSSSSS%E2%80%93).
49. Company M. 3M™ Scotchbond™ Universal Plus Adhesive Technical Product Profile. 2020.
50. Soares FZ, Follak A, da Rosa LS, Montagner AF, Lenzi TL, Rocha RO. Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2016;32(11):1385-93.
51. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2004;20(5):441-8.
52. Vivadent I. 100 years of Ivoclar. Available from:  
[https://www.ivoclar.com/en\\_nordic/company/about-us/history](https://www.ivoclar.com/en_nordic/company/about-us/history).
53. Willard A, Gabriel Chu TM. The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *The Kaohsiung journal of medical sciences*. 2018;34(4):238-42.



54. Zarone F, Ferrari M, Mangano FG, Leone R, Sorrentino R. "Digitally Oriented Materials": Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *International journal of dentistry*. 2016;2016:9840594.
55. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research*. 2014;58(4):208-16.
56. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *Journal of conservative dentistry : JCD*. 2010;13(4):195-203.
57. Denry I HJ. *Ceramics for Dental Applications: A Review*. *Materials (Basel)*. 2010;3(1):351-68.
58. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013;29(12):1201-8.
59. Eliasson ST, Dahl JE. Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomaterial investigations in dentistry*. 2020;7(1):16-24.
60. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, Monaco A. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2014;29:295-308.
61. Yahya NS, Azizah. Shear Bond Strength and Failure Mode of Different Dental Adhesive Systems. *Annals of Dentistry*. 2019;26(1):7.
62. Eick JD, Robinson SJ, Chappell RP, Cobb CM, Spencer P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part III. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 1993;24(8):571-82.
63. Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 1998;14(3):194-201.
64. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010;26(2):e78-93.

65. Atalay C, Koc Vural U, Miletic I, Gurgan S. Shear bond strengths of two newly marketed self-adhesive resin cements to different substrates: A light and scanning electron microscopy evaluation. *Microscopy research and technique*. 2022;85(5):1694-702.
66. Kim BN, Son SA, Park JK. Effect of Exclusive Primer and Adhesive on Microtensile Bond Strength of Self-Adhesive Resin Cement to Dentin. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2020;13(10).
67. Andrews EK, Gedge JL, Vandewalle KS. Bond Strength of a Novel Universal Resin Cement to Dentin with or without an Adhesive Bonding Agent: An In Vitro Study. *The journal of contemporary dental practice*. 2023;24(10):725-8.
68. Rohr N, Martin S, Zitzmann NU, Fischer J. A comprehensive in vitro study on the performance of two different strategies to simplify adhesive bonding. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2022;34(5):833-42.
69. Breschi L, Josic U, Maravic T, Mancuso E, Del Bianco F, Baldissara P, et al. Selective adhesive luting: A novel technique for improving adhesion achieved by universal resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2023;35(7):1030-8.
70. Szerszen M, Higuchi J, Romelczyk-Baishya B, Gorski B, Lojkowski W, Pakiela Z, Mierzwinska-Nastalska E. Physicochemical Properties of Dentine Subjected to Microabrasive Blasting and Its Influence on Bonding to Self-Adhesive Prosthetic Cement in Shear Bond Strength Test: An In Vitro Study. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2022;15(4).
71. Hara AT, Pimenta LA, Rodrigues AL, Jr. Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2001;17(2):165-9.