

Katholieke Universiteit Leuven  
Faculteit Geneeskunde  
Departement Mondgezondheidswetenschappen



# Eigenschappen en toepassingen van glasvezelversterkt composiet



Sigrid I. E. de Jong  
Promotor: Prof. B. Van Meerbeek

Masterproef tandheelkunde 2013 - 2014

# Dankwoord

Deze thesis heb ik geschreven in het kader van mijn studie tandheelkunde. Met deze dankbetuiging wil ik mijn promotor Prof. Bart Van Meerbeek bedanken voor de begeleiding van deze thesis. Daarnaast wil ik mijn familie en vrienden bedanken voor de geestelijke ondersteuning en het nalezen van mijn thesis.

# Inhoudsopgave

<b>1</b>	<b>Inleiding</b>	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>Composiet</b>	<b>5</b>
2.1	Tandheelkundig composiet . . . . .	5
2.1.1	Polymeermatrix . . . . .	6
2.1.2	Vulstofdeeltjes . . . . .	6
2.1.3	Silaankoppelingsfactor . . . . .	6
2.1.4	Initiator . . . . .	7
2.2	Ontwikkelingen in composiet . . . . .	7
2.2.1	Ontwikkeling in wijze van polymeriseren . . . . .	8
2.2.2	Ontwikkeling in vulstof . . . . .	8
2.3	Beperkingen van composiet . . . . .	9
2.4	Levensduur, reden vervangen, secundaire cariës . . . . .	10
2.5	Andere invloeden op de levensduur van restauraties . . . . .	11
2.6	Relevante materiaaltesten voor posterieure restauraties . . . . .	12
<b>3</b>	<b>Glasvezelversterkt composiet</b>	<b>14</b>
3.1	Samenstelling FRC . . . . .	14
3.2	Semi-interpenetrerende polymeernetwerk matrix . . . . .	15
3.3	E-glas . . . . .	15
3.4	Vezellengte . . . . .	15
3.5	Vezeloriëntatie . . . . .	16
<b>4</b>	<b>Eigenschappen van glasvezelversterkt composiet</b>	<b>17</b>
4.1	Draagkracht . . . . .	17
4.1.1	Draagkracht FRC restauraties . . . . .	19
4.1.2	Incisieven . . . . .	19
4.1.3	Hoektanden . . . . .	21
4.1.4	Premolair kroon . . . . .	22
4.1.5	Molaren . . . . .	23
4.1.6	Bruggen . . . . .	25
4.2	Druksterkte . . . . .	27
4.3	Buigsterkte, buigmodulus en breuktaaiheid . . . . .	27
4.4	Breuktaaiheid . . . . .	29
4.5	Vermoeiing . . . . .	30
4.6	Kruip . . . . .	32
4.7	Polymerisatiegraad . . . . .	33

4.8	Uithardingsdiepte . . . . .	35
4.9	Optische eigenschappen . . . . .	36
4.10	Polymerisatiekrimp . . . . .	38
4.11	Krimpspanning . . . . .	41
4.12	Microhardheid . . . . .	41
4.13	Waterabsorptie en wateroplosbaarheid . . . . .	44
4.14	Microlekkage . . . . .	44
4.15	Aanhechting bacterieën . . . . .	46
<b>5</b>	<b>Klinische evaluatie glasvezelversterkt composiet</b>	<b>48</b>
<b>6</b>	<b>Toepassingen van glasvezelversterkt composiet</b>	<b>50</b>
<b>7</b>	<b>Samenvatting</b>	<b>51</b>
<b>8</b>	<b>Summary</b>	<b>53</b>

# Hoofdstuk 1

## Inleiding

Composiet is sinds 1963 op de markt en in de afgelopen decennia continu ontwikkeld en verbeterd. Het huidige nanohybride composiet wordt universeel gebruikt. Ondanks dat heeft composiet nog steeds beperkingen, vooral in posterieure restauraties die een grote belasting moeten weerstaan. In die situaties zijn kronen sterker dan composiet. De voornaamste reden dat restauraties falen is breuk en secundaire cariës.

Recentelijk is glasvezelversterking met korte random vezels in composiet geïntroduceerd en uit onderzoeken blijkt dat het gunstigere mechanische eigenschappen heeft dan het huidige composiet.

Voor deze thesis deed ik een literatuurstudie naar de eigenschappen en toepassingen van glasvezelversterkt composiet met korte random vezels. Ik zocht in PubMed op zoektermen als "fiber reinforced" resin en composite, "short random" fibers en fiber en "short fiber-reinforced".

# Hoofdstuk 2

## Composiet

In de materiaalkunde zijn er vier soorten materialen: metalen, polymeren, keramiek en composieten. Composiet is een materiaal dat bestaat uit twee of meer materialen van verschillende materiaalsoorten. [42] Een composiet heeft andere eigenschappen dan de componenten waaruit het is samengesteld.

Voorbeelden van composieten zijn (gewapend) beton, spaanplaat en vezelversterkte kunststoffen. Vezelversterking is effectief omdat vele materialen in vezelvorm veel sterker en stijver zijn dan in bulkvorm.

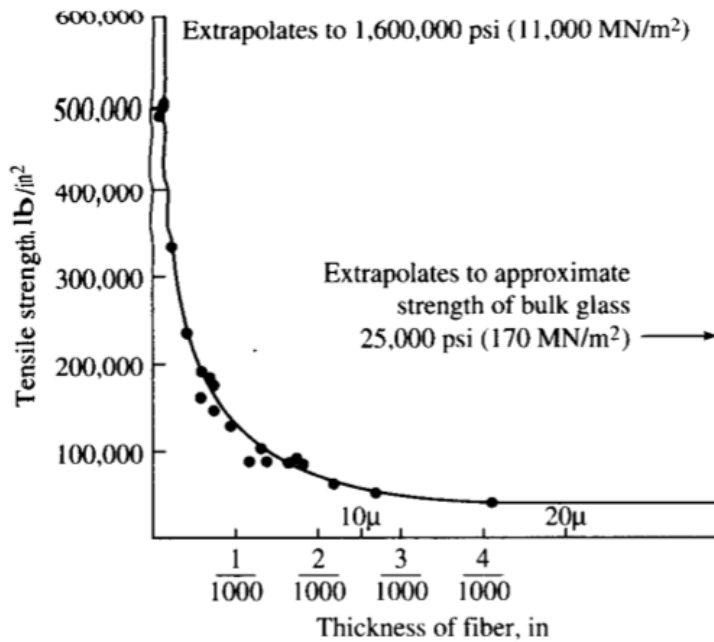
Griffirh [42] heeft het versterkende effect voor het eerst gedemonstreerd door de buigsterkte van glazen staven en vezels van diverse diameters te meten. Hoe dunner de glasvezels werden, hoe sterker de vezels werden (zie figuur 2.1).

Een dunnere diameter heeft een kleinere kans dat er oppervlakte cracks ontstaan tijdens fabricage en manipulatie. Bij kleine diameters benadert de buigsterkte de cohesiesterkte tussen aangrenzende lagen van atomen, terwijl bij grote diameters de buigsterkte zakt naar de sterkte van bulkglas. [42]

Composieten worden in de industrie toegepast in de luchtvaart, ruimtevaart, scheepvaart, automobiellindustrie, infrastructuur, bouwconstructies, architectuur, industriële producten zoals silo's, zuurstoftanks en krachtcentrales, sportartikelen zoals ski's, golfclubs en tennisrackets, elektronische printplaten en medische toepassingen zoals botplaten, implantaten en protheses. [42] [54]

### 2.1 Tandheelkundig composiet

Naast composiet in de industrie is er ook tandheelkundig composiet. Dit composiet bestaat uit vier componenten: een polymeermatrix, vulstofdeeltjes, een koppelingsfactor en een initiator.



Figuur 2.1: Buigsterkte als functie van vezeldikte van glasvezels [42].

### 2.1.1 Polymeermatrix

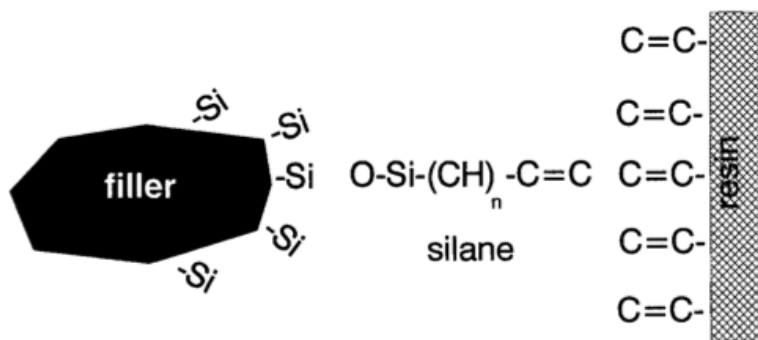
De matrix bestaat uit kunstharmonomeren, vaak Bis-GMA dat een hoge viscositeit heeft. Om het composiet beter hanteerbaar te maken, worden er andere monomeren bij gemengd zoals TEGDMA en UDMA. De monomeren worden uitgehard door een polymerisatiereactie. Bij de polymerisatiereactie ontstaat krimp omdat de vanderwaalsverbindingen tussen de monomeren worden vervangen door covalente verbindingen. De afstand van covalente verbindingen is korter dan de afstand van de vanderwaalsverbindingen.

### 2.1.2 Vulstofdeeltjes

De vulstofdeeltjes zijn van glas, silicaten of siliciumdioxide. Soms worden er ook keramische deeltjes aan toegevoegd. De vulstofdeeltjes zitten in de polymeermatrix om het composiet te versterken. De vulstofdeeltjes zorgen voor een hogere druksterkte.

### 2.1.3 Silaankoppelingsfactor

De koppelingsfactor verbindt de vulstofdeeltjes aan de matrix. De vulstofdeeltjes zijn bekleed met een silaankoppelingsfactor. De koppelingsfactor is een molecuul met silaangroepen aan de ene kant en methacrylaatgroepen aan de andere kant. De methacrylaatgroepen bevatten een dubbele koolstof ( $\text{C}=\text{C}$ ) binding. Silaan is een bifunctioneel molecuul



Figuur 2.2: Schematische voorstelling van de silaanverbinding tussen vulstofdeeltjes en de polymeermatrix [13].

De silaan functionele groep kan een covalente binding vormen met siliciumdioxide groepen en met andere glassoorten van de vulstofdeeltjes en met de methacrylaatgroepen in de matrix (zie figuur 2.2). Het meest gebruikte silaan is 3-methacryloxypropyl trimethoxysilaan (MPS) [13].

### 2.1.4 Initiator

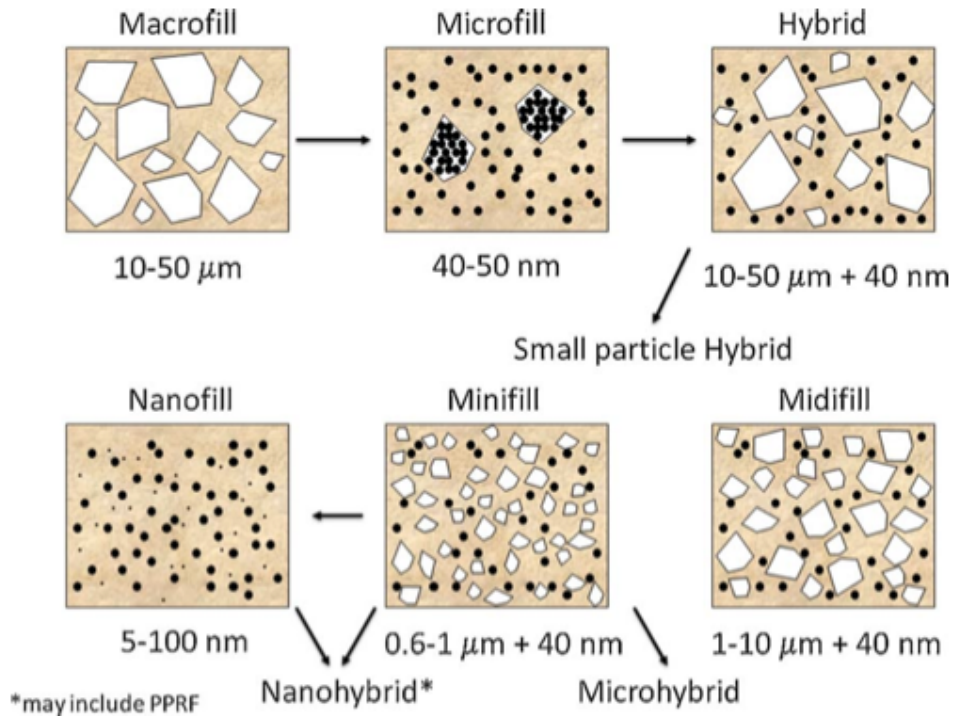
De initiator start de polymerisatiereactie van de monomeren. Een initiator die vaak gebruikt wordt in lichtuithardend composiet is camphoroquinone. Camphoroquinone is gevoelig voor zichtbaar licht met een golflengte tussen 400 en 520 nm. Licht met dit golflengtespectrum is blauw. De piek van het absorptiespectrum van camphoroquinone is 470 nm. De reactiviteit van camphoroquinone wordt verbeterd door de toevoeging van een amine reducerende stof zoals dimethylamino ethylmethacrylaat (DMAEM), ethyl-4-dimethylaminobenzoaat (EDMAB) of N,N-cyanoethyl-methylaniline (CEMA). camphoroquinone en amine concentraties variëren in commerciële composieten van 0,2 tot 1,2 gewichtsprocent. De maximale uitharding wordt bereikt bij een verhouding van 1:1 van camphoroquinone en amine, zolang de hoeveelheid camphoroquinone minstens 1,0 mol% is. [13]

## 2.2 Ontwikkelingen in composiet

Composiet werd in 1963 geïntroduceerd door Bowen [6], hij ontwikkelde de kunsthars Bis-GMA. Het eerste composiet was een poeder-vloeistof composiet. Het poeder was fijngemalen kwarts en de vloeistof was Bis-GMA. De kwartsdeeltjes varieerden in grootte van 0,1  $\mu\text{m}$  tot 100  $\mu\text{m}$ . Deze deeltjes werden tot 70  $\checkmark$  80 gewichtsprocent aan het monomeer toegevoegd om een pasta te maken dat verhard kon worden tot restauratiemateriaal met een sterkte en stijfheid superieur aan die van onge vulde polymeren [13].

Het voordeel van kwarts is dat het direct beschikbaar is en dat de brekingsindex van kwarts ongeveer hetzelfde als van Bis-GMA. Nadelen van kwarts zijn dat het radiolucent is en abrasief is op glazuur. De kwartsdeeltjes waren groot en hard. Daardoor sleet





Figuur 2.3: Ontwikkeling vulstofdeeltjesgrootte van composieten [15].

de kunsthars sneller dan de deeltjes en staken de deeltjes boven het oppervlak uit. Deze deeltjes maakten het oppervlak ruw. Door de deeltjesgrootte werd het licht alle richtingen op verstrooid en werd het dof, daardoor glansde het niet zoals glazuur [13]. De aan het oppervlak uitstekende vulstofdeeltjes werden tijdens het kauwen uit het oppervlak losgetrokken en daardoor kende het composiet een hoge slijtage. De composiet werd op twee vlakken verbeterd, de polymerisatiewijze en de vulstof.

### 2.2.1 Ontwikkeling in wijze van polymeriseren

Het poeder-vloeistof systeem werd al snel vervangen door tweepastacomposieten die een betere kwaliteit hadden en minder poreus waren. Eind jaren '70 werd het mengen van 2 pasta's vervangen door 1 pasta die door ultraviolet licht polymeriseert. Dit werd al snel vervangen door een initiatiesysteem dat met blauw licht kon worden geïnitieerd. [11]

### 2.2.2 Ontwikkeling in vulstof

De ontwikkelingen in de vulstof gingen van de macrovulstof naar kleinere vulstofdeeltjes, hybride vulstof, hoog gevuld en naar nanovulstofdeeltjes (zie figuur 2.3).

## **Macrogevuld composiet**

De eerste composieten waren macrogevuld. De vulstofdeeltjes van macrogevuld composiet hebben een grootte van 10 tot 50  $\mu\text{m}$ . Dit composiet was ruw en kon niet glanzend gepolijst worden. De oppervlakteruwheid is afhankelijk van de deeltjesgrootte. De vulstofdeeltjes zijn groter dan de golflengte van zichtbaar licht (400 tot 700 nm) waardoor het licht in alle kanten wordt verstrooid en daardoor is het oppervlak dof.

## **Microgevuld composiet**

Om de oppervlakteruwheid te verbeteren werd composiet ontwikkeld met kleinere vulstofdeeltjes van 0,04  $\mu\text{m}$  [13], 40 tot 50 nm [15]. Microgevlude composieten waren polijstbaar, maar over het algemeen zwak door hun relatief lagere vulstof gehalte [15].

## **Hybride composiet**

Om een compromis te maken tussen sterkte en polijstbaarheid werd het hybride composiet ontwikkeld. Dit bevat zowel grote als kleine vulstofdeeltjes. De gemiddelde deeltjesgrootte is iets meer dan 1  $\mu$  en bevat ook micro vulstofdeeltjes van 40 nm. Deze composieten werden ook midigevuld genoemd.

## **Micro hybride composiet**

Verder fijn malen van de vulstof leverde composieten met vulstofdeeltjes van 0,4 tot 1,0  $\mu\text{m}$  die eerst 'minigevuld' werden genoemd en later micro hybride. Deze micro hybride composieten zijn voor de meeste anterieure en posterieure toepassingen bruikbaar en worden 'universele' composieten genoemd om wille van hun sterkte en polijstbaarheid. [15].

## **Nano hybride composiet**

Recent is nano hybride composiet ontwikkeld. Nano hybride composiet bevat vulstofdeeltjes op nanoschaal en voorgepoymeerdiseerde harsvulstofdeeltjes om een hoge vulgraad te bereiken. Nano hybride composiet lijkt op micro hybride composiet; ze hebben ongeveer dezelfde eigenschappen zoals buigsterkte en buigmodulus [15]. Nano hybride composiet is beter polijstbaar dan micro hybride omdat de vulstofdeeltjes kleiner zijn.

## **2.3 Beperkingen van composiet**

De materiaaleigenschappen van composiet zijn ontoereikend om aan grote belastingen te weerstaan, wat nodig is bij grote posterieure restauraties, meerdere tanden in één kwadrant en knobbelvervanging, bij patiënten met bruxisme en parafuncties [15], [26].

De levensduur wordt beperkt door breuk van de restauratie, randbreuk en slijtage van de restauratie.

Composiet is bros en bij het ontstaan van een scheur breekt het snel volledig. Composit is niet ideaal om inlays, onlays en kroon opbouwen mee te maken. Daar is keramiek/porselein de gouden standaard qua materiaaleigenschappen en levensduur.

Tijdens het polymeriseren ontstaan polymerisatiekrimp en krimpspanning, waardoor de knobfels naar elkaar worden getrokken, barsten in de tand kunnen ontstaan, de tand en de restauratie kunnen breken. De restauratie kan ook los komen van de caviteitswanden (adhesieve breuk) en dan ontstaat er een randspleet. In de randspleet kan secundaire cariës ontstaan. Composit heeft geen cariostatische werking in tegenstelling tot amalgaam en glasionomeer.

Er wordt constant gezocht naar verbeteringen van composiet; de mechanische en fysische eigenschappen waarnaar gestreefd moet worden zijn moeilijk te bepalen want er is een beperkte correlatie tussen de eigenschappen van composiet en de klinische prestaties. [15]

## 2.4 Levensduur, reden vervangen, secundaire cariës

De voornaamste reden om composiet te vervangen is secundaire cariës, gevolgd door breuk van de restauratie of de tand [15]. Tandartsen besteden 60% van hun werk en tijd met het vervangen van vullingen [3].

Cenci et al. [7] onderzochten de relatie tussen de grootte van de randspleet en de vorming van secundaire cariës. Zij maakten schijfjes van composiet en glasionomeer met randspleten van 0, 50, 100, 180 en 250  $\mu\text{m}$  zonder bonding en als controle geen randspleet met bonding. De composiet schijfjes werden 18 dagen in een biofilm van menselijk speeksel bewaard en 8 x per dag een 10% suikerspoeling gespoeld. Daarna werd het mineraalverlies en de laesiediepte opgemeten.

Het mineraalverlies en de laesiediepte waren positief gecorreleerd. Beide waren groter bij composiet dan bij glasionomeer. Bij composiet was het mineraalverlies en de laesiediepte groter bij een grotere randspleet. Bij glasionomeer had de grootte van de randspleet geen invloed op het mineraalverlies en de laesiediepte. Glasionomeer geeft fluoride-ionen af die de vorming van cariës remmen. De randspleetgrootte beïnvloedt het ontstaan van secundaire cariës in afwezigheid van fluoride-ionen [7].

Bernardo et al. [3] onderzochten de levensduur van amalgaam- en composietvullingen en de faal reden. Het was een 'RCT' bij 507 kinderen van 8 tot 12 jaar die een posterieure restauratie nodig hadden. Amalgaam- en composietrestauraties werden ad random verdeeld. Ze werden 7 jaar lang jaarlijks geëvalueerd. De overleving na 7 jaar van amalgaam is 94,4% en van composiet 85,5%. Het jaarlijkse faalpercentage van amalgaam varieerde van 0,16 tot 2,83% en van composiet van 0,94% tot 9,43%.

Van Nieuwenhuysen et al. [53] onderzochten de levensduur van grote amalgaam- en composietrestauraties en kronen [53]. Zij plaatsten bij 428 volwassenen 722 amalgaam- en 115 composietrestauraties met knobbeloverkappingen en 89 kronen. In alle situaties waren

kronen de beste oplossing en werd amalgaam of composiet als alternatief voorgesteld. De evaluatie was minimaal om de 4 jaar en de patiënten waren minimaal 3 jaar in behandeling. De overleving werd bepaald met de Kaplan-Meier methode. De overleving van composiet was 7,8 jaar, van amalgaam 12,8 jaar en van kronen 14,6 jaar.

De voornaamste reden voor falen was breuk van de restauratie (8%), vooral breuk van composiet in premolaren (18%). De tweede meest voorkomende reden was secundaire cariës (6%) die het meeste voorkwam in grote amalgaamrestauraties in molaren. De derde reden was knobbelbreuk (5%) in partiële restauraties. Restauraties faalden vaker in premolaren (34%) dan in molaren (27%). Het faalpercentage voor amalgaam is 28%, voor composiet is 30% en voor kronen is 24%. Andere significante factoren voor de overleving waren leeftijd van de patiënt (oudere patiënt meer falen) en de vitaliteit van de tand (vitale tanden faalden een factor 0,29 minder) [53]. Uit deze onderzoeken blijkt dat composiet zeker voor verbetering vatbaar is.

## 2.5 Andere invloeden op de levensduur van restauraties

Behalve de materiaaleigenschappen zijn er ook andere factoren die de levensduur van een restauratie beïnvloeden.

Dermaco et al. [12] deden een literatuuronderzoek naar de levensduur van posterieure composiet restauraties. Het jaarlijks faalpercentage van posterieure klasse I en II composiet restauraties lag tussen de 1% en 3%.

Falen door breuk treed vooral in het begin op en secundaire cariës treed later op in de studie. Secundaire cariës treed daarom vooral in langere studies op. Endoproblemen, pijn, esthetische redenen en extractie, vormen samen voor minder dan 5% van de reden van falen. Breuk is afhankelijk van het gebruik van een glasionomeer liner, de sterkte van het materiaal en bruxisme. Secundaire cariës is afhankelijk van het cariërisico, een patiënt met een hoog cariërisico heeft meer dan 2 x zoveel kans dat een restauratie faalt dan een patiënt met een laag cariërisico.

Het maakt veel uit of restauraties na falen gerepareerd of vervangen worden. Repareren van een restauratie verlengt de levensduur. In een studie van 22 jaar daalt het jaarlijkse faal percentage 'AFR' door reparatie van 1,9% naar 0,7% AFR.

De materiaaleigenschappen hadden een minimaal effect op de levensduur. Materialen met een hoger vulstofgehalte hebben een hogere levensduur. Een goede adhesieprocedure beperkt de postoperatieve pijn [12].

Andere invloeden zijn het type tand, de tandlokatie, de tandarts, de patiënt, sociaal-economische, demografische en gedragsmatige factoren.

## **Invloed van de tandarts**

De tandarts beslist of de restauratie vervangen moet worden of niet. De invloed van de tandarts op het overleven van de vulling is afhankelijk van leeftijd, het land van afstuderen en de werkstatus. Efficiënt werkende tandartsen maken restauraties met een hogere levensduur. Bij patiënten die wisselen van tandarts worden meer vullingen vervangen.

## **Invloed van de patiënt**

De invloed van de patiënt op de levensduur van restauratie zijn het cariërisico en bruxisme. Aan klinische studies van nieuwe materialen doen vaak gemotiveerde patiënten met een lager cariërisico mee. Bruxisme leidt tot breuk van tanden en restauraties. Bruxisme is niet te meten; daarom zijn er geen studies naar falen van restauraties afhankelijk van bruxisme.

## **Socio-economische factoren**

Socio-economische factoren op de overleving van restauraties zijn leeftijd; bij oudere patiënten worden de vullingen vaker vervangen. Inkomen, betalen van de rekening; de restauraties waarvan de rekening wel betaald is hebben een grotere kans op overleving, frequentie van tandartsbezoek; patiënten die vaak komen hebben een kortere overleving van de restauraties [12].

## **2.6 Relevante materiaaltesten voor posterieure restauraties**

Sarret [48] deed een literatuurstudie naar de relevantie van materiaaltesten voor posterieure restauraties. De vroegere klinische problemen van slijtage, ruwheid en kleurinstabiliteit van composiet zijn al opgelost. De huidige klinische problemen zijn secundaire cariës en restauratiebreuk.

Wat betreft de handelbaarheid van composiet kan er onderzoek gedaan worden naar eigenschappen die zorgen voor luchtbelvrije plaatsing, verminderde vochtgevoeligheid, verbetering van de mogelijkheid tot modelleren en vormgeving, en een signaal voor de tandarts dat de restauratie volledig is uitgehard.

Voor de patiënt gerelateerde eigenschappen is meer kennis nodig over de effecten van patiëntvariabiliteit zoals occlusale bijtkrachten, parafuncties, abrasief en hard dieet en alcohol gebruik om het huidige composiet te kunnen verbeteren.

Uit zo'n onderzoek blijkt dat de matrix de grootste invloed op de slijtage heeft. UEDMA / TEDGMA had 25% minder slijtage dan Bis-GMA / UEDMA. Er was geen significante invloed van de vulstof (kwarts of barium glas) en de silanisatie methode (met of zonder verhitting).

De theorie voor het ontstaan van postoperatieve pijn is dat de randspleet microlekkage toestaat en dat tijdens de belasting de vloeistof onder de restauratie erin en eruit geduwd wordt. Veranderingen in de hydrostatische druk in de dentinetubuli stimuleren de pijnreceptoren in de pulpa en de patiënt voelt pijn. Klinische gegevens ondersteunen niet dat polymerisatiekrimp de oorzaak is van secundaire cariës en postoperatieve pijn [48]. Composieten met antibacteriële eigenschappen zullen waarschijnlijk de secundaire cariës meer reduceren dan composiet dat niet krimpt tijdens het polymeriseren [48].

Het is lastig om relevante laboratoriumtestenaan te geven die goede klinische prestaties van posterieur composiet voorspellen omdat er weinig klinische onderzoeken naar de invloed van materiaaleigenschappen op klinische prestaties zijn gedaan. Sarret et al. stelden een lijst op met klinische materiaaleigenschappen van composieten en mogelijk relevante laboratoriumtesten [48]

<b>Klinische factor</b>	<b>Materiaaltesten</b>
Marginale verkleuring: Bulk verkleuring: Oppervlakte gladheid:	Polymerisatiekrimp, zwelling, kruip Kleurstabiliteit Hardheid, vulstof karakteristieken - grootte en vorm
Behoud van anatomische contouren:	Slijtage, abrasie, vermoeiing, oplosbaarheid, breuktaaiheid, vermoeiingstest, kruip
Plaatsing en anatomische vormgeving (voor uitharden):	Viscositeit, thixotropisch gedrag, oppervlakteenergie, omgevingslicht gevoeligheid, vochttolerantie
Anatomische vormgeving (na uitharden): Uithardingstijd:	Hardheid Reactiekinetiek, licht transmissie
Laagdikte van stapsgewijze plaatsing:	Reactiekinetiek, licht transmissie, uithardingsdiepte
Voedsel en drankcontact:	Oplosbaarheid parameter, kleurstabiliteit, slijtage-abrasie
Temperatuur verandering: Bacterie contact en secundaire caries:	Kleurstabiliteit, thermische expansie Kleurstabiliteit, oplosbaarheid, bacteriële groei stimulatie, antibacteriële eigenschappen
Speekselcontact:	Waterabsorptie, hydraulische stabiliteit, enzymdegeneratie
Postoperatieve pijn: Allergie en toxiciteit: Verschijning op röntgen foto's:	Hygroscopische zwelling, modulus Biologische activiteit Radiopaciteit.

# Hoofdstuk 3

## Glasvezelversterkt composiet

Glasvezelversterkt composiet (FRC of 'Fiber Reinforced Composite') is composiet dat is versterkt met glasvezels. Het bevat naast de matrix en de vulstofdeeltjes ook glasvezels. Er bestaan grofweg 2 soorten FRC, ten eerste de FRC met continu uitgelijnde glasvezels en de FRC's met korte vezels die willekeurig verdeeld zijn in de matrix, dit is de random FRC.

De vezels van de continue FRC's kunnen in 1 richting zijn uitgelijnd, dat zijn de unidirectionele FRC's. Dat zijn de losse glasvezels die gebruikt worden voor glasvezelbruggen en wortelstiften. De vezels kunnen in 2 richtingen uitgelijnd zijn, dat zijn de bidirectionele FRC's. De 2 richtingen staan loodrecht op elkaar en vormen een netwerk van vezels. Dit netwerk kan gebruikt worden als substructuur voor restauraties. De uitgelijnde FRC's zijn anisotroop; de eigenschappen zijn anders in de richting van de vezels dan in de richtingen dwars op de vezels.

Bij de random FRC's liggen de korte vezels random in alle richtingen en daardoor is het isotroop. Random FRC's zijn nieuwer dan de continue uitgelijnde FRC's. Ze zijn nog in een experimenteel stadium en nog niet commercieel verkrijgbaar.

### 3.1 Samenstelling FRC

Experimenteel random FRC [30] bestaat voor 22,5 gew% (gewichtsprocent) uit E-glas (zie verder) vezels, 22,5% uit matrix en 55 gew% uit vulstofdeeltjes [30]. De glasvezels hebben een lengte van 3 mm en een doorsnede van 15  $\mu\text{m}$ . Ze zijn bekleed met een Bis-GMA-PMMA (polymethylmethacrylaat, Mw 220.000) matrix. De matrix bestaat uit een mix van 67% Bis-GMA (bisphenol A-glycidyl dimethacrylaat) en 33% TEDGMA (triethyleenglycol dimethacrylaat) die een 'semi-IPN' (zie verder) vormen.

De vulstofdeeltjes zijn van  $\text{SiO}_2$  en  $\text{BaAlSiO}_2$ .  $\text{SiO}_2$  is radiolucent en  $\text{BaAlSiO}_2$  is radiopaak. De vulstofdeeltjes zijn in de meeste experimenten  $3 \pm 2 \mu\text{m}$  groot. In de experimenten met nanovulstofdeeltjes zijn de vulstofdeeltjes van 20 nm. De vulstofdeeltjes worden eerst gesilaniseerd voor ze aan de matrix worden toegevoegd. Het experimentele random glasvezelversterkt composiet wordt gemaakt door de glasvezels en de matrix 5 minuten te mixen met een hoge snelheidsmixer (high speed mixer) met een snelheid van

3500 toeren per minuut (rpm). De vulstofdeeltjes worden tijdens het mixen geleidelijk toegevoegd.

## 3.2 Semi-interpenetrerende polymeernetwerk matrix

De matrix van FRC is een semi-IPN matrix. semi-IPN is een afkorting van 'semi-interpenetrating polymer network'. Een interpenetrerende polymeernetwerk (IPN) is een polymeermengsel waarin twee of meer polymeernetwerken met elkaar verstrengeld zijn. Als één van de polymeren geen netwerk is maar een lineair polymeer dan wordt het een semi-IPN genoemd. De lineaire polymeer zit verstrengeld/ gevangen in het netwerk van het netwerk. Deze structuur is sterker dan een van beide polymeren apart. Het netwerkpolymeer is een thermoharder en het lineaire polymeer is een thermoplast. De glasvezels van FRC liggen in het semi-polymeernetwerk. Hier zijn Bis-GMA en TEGDMA de netwerkpolymere en is PMMA het lineaire polymeer [54] en [51].

## 3.3 E-glas

E-glas is het meestgebruikte glas in FRC's. 'E' staat voor elektrisch, deze glasvezels worden gebruikt in elektronische printplaten [54]. E-glas is een alumino borosilicaatglas met minder dan 2 gew% alkali oxides. E-glas vezels bestaan uit: 54,5 gew% SiO<sub>2</sub>, 14,5 gew% Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, 17 gew% CaO, 4,5 gew% MgO, 8,5 gew% B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> en 0,5 gew% Na<sub>2</sub>O.

De glasvezels worden net als de vulstofdeeltjes gesilaniseerd om ze met de matrix te kunnen koppelen. De glasvezels worden gepreïmpregneerd met de matrix hars voor ze met de matrix gemengd worden [54].

## 3.4 Vezellengte

De treksterkte van vezelversterkt composiet is [17]:

$$\sigma_{cu} = \chi_1 \chi_1 V_f \sigma_f + V_m \sigma_m$$

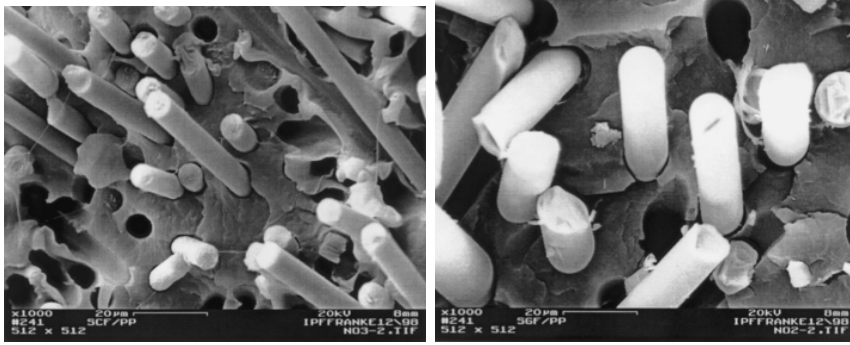
Hierin zijn  $V_f$  en  $V_m$  de volumefracties van de vezels en de matrix, en zijn  $\sigma_f$  en  $\sigma_m$  de treksterkte van de vezels en de matrix.

Het gewichtspercentage (gew%voulme) kan omgerekend worden in het volumepercentage (vol%) met de dichtheid, de dichtheid  $\rho$  van de glasvezels 2,54 g/cm<sup>3</sup> en van de matrix is 1,23 g/cm<sup>3</sup>.

$$V_f(\%) = \left[ \frac{w_f / \rho_f}{(w_f / \rho_f) + (w_m / \rho_m)} \right] \times 100\%$$

hierin zijn  $w_f$  en  $w_m$  het gewichtspercentage van de glasvezels en de matrix.





Figuur 3.1: Glasvezels losgetrokken uit de matrix [16].

$\chi_1\chi_2$  is de vezel efficiëntiefactor,  $\chi_1$  is een factor voor de vezeloriëntatie en  $\chi_2$  een factor voor de vezellengte. Voor vezels korter dan de kritische vezellengte ( $L_c$ ) is  $\chi_2 = L/2L_c$  en voor vezels langer dan de kritische vezellengte:  $\chi_2 = 1 - L_c/2L$ .

De kritische vezellengte is

$$L_c = \frac{r_f}{\sigma_{cu}} \tau_i$$

hierin is  $r_f$  de doorsnede van de vezels en  $\tau_i$  de interne schuifspanning 'shear stress', dit is de spanning tussen de vezels en de matrix. De schuifspanning is de maximale kracht gedeeld door de diameter en de lengte van de vezels:

$$\tau_i = \frac{F_{max}}{\pi d_f l_e}$$

Door spanningen in het materiaal ontstaat er schuifspanning tussen de vezels en de matrix. Als de vezels kort zijn worden ze door deze schuifspanning uit de matrix getrokken (pull-out van de vezels) (zie figuur 3.1). Als de vezels langer zijn is er meer kracht nodig om ze uit de matrix los te trekken. Als de vezels langer of gelijk aan de kritische vezellengte zijn, dan worden ze niet meer losgetrokken. De krachten van de matrix worden dan goed op de vezels overgedragen [16]. Voor een goede vezelversterking is het belangrijk dat de vezels langer of gelijk aan de kritische vezellengte zijn.

De kritische vezellengte van de glasvezels in random FRC ligt tussen de 0,5 en 1,6 mm. De vezels in random FRC zijn 3 mm en dus groter dan de kritische vezellengte. Dat betekent dat de vezels niet loskomen door belastingen dat de spanningen van de matrix goed op de vezels wordt overgedragen.

### 3.5 Vezeloriëntatie

Het versterkende effect van glasvezels hangt van de vezeloriëntatie af en wordt aangegeven met de Krenchel factor. Unidirectionele vezels hebben een Krenchel versterkingsfactor van 1. Bidirectionele vezels die een 2D netwerk vormen, hebben een Krenchel versterkingsfactor van 0,38 en randomvezels in 3D hebben een Krenchel versterkingsfactor van 0,2. De buigsterkte van unidirectionele FRC ligt tussen de 800 en de 1200 MPa [5].

# Hoofdstuk 4

## Eigenschappen van glasvezelversterkt composiet

In dit hoofdstuk bespreek ik de onderzochte eigenschappen van random glasvezelversterkt composiet die ik in de literatuur heb gevonden. Glasvezelversterkt composiet met korte random vezels; 'fiber-reinforced composite (FRC)', wordt in de artikelen vergeleken met hybride composiet; 'particulate filler resin composites (PFC)' als controle.

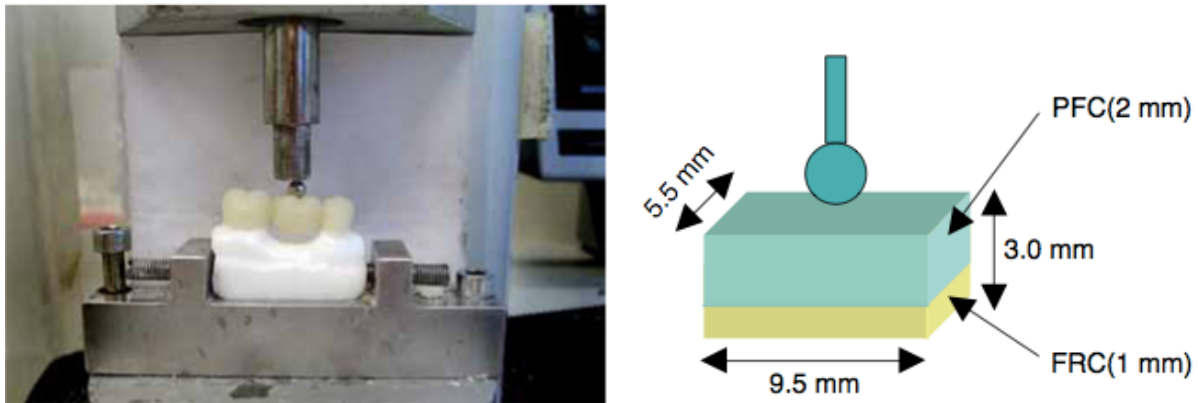
Voor de random FRC is in de meeste artikelen XENIUS base® van StickTech dat nu everX posterior® van GC heet of een zelf samengesteld FRC (22,5 gew% E-glasvezels, 22,5 gew% matrix, 55gew% vulstofdeeltjes). Als controle werd vaak Filtek Z250® (78 gew%, 62 vol%) gebruikt. Andere merken PFC die onder andere werden gebruikt waren: Grandio, Nulite, Sinfony, supreme. Het gewichtpercentage vulstofdeeltjes varieerde van 65 gew% tot 83 gew% en volumepercentage varieerde van 38 vol% tot 60%.

Veel van de artikelen die ik ben tegengekomen en hier bespreek komen van één onderzoeksteam, de 'FRC Research Groep' van het 'Turku Clinical Biomaterials Centre' onder leiding van Prof. Pekka Vallittu in Turku, Finland. Dit onderzoeksteam heeft nauwe banden met de firma StickTech dat nu is opgekocht door door de Japanse firma GC Het onderzoek kan daarom niet voor 100% onafhankelijk worden beschouwd.

### 4.1 Draagkracht

De draagkracht ('load bearing capacity') is de maximale kracht die een materiaal kan dragen voor het bezwijkt. In de gevonden artikelen waarin de draagkracht wordt gemeten wordt dat gedaan door een stalen bol tegen het materiaal of de tand te drukken [23], [2]. De kracht die de bal uitoefent op het moment dat het materiaal breekt is de draagkracht. De draagkracht wordt gemeten in Newton.

Voor het meten van de draagkracht van een materiaal worden standaard blokjes van 9,5 mm x 5,5 mm x 3 mm van dat materiaal gemaakt. Die blokjes worden in een testopstelling geplaatst en er wordt een stalen bal met een doorsnede van  $\phi 3mm$  met een snelheid van 1 mm/minuut naar beneden gedrukt (zie figuur 4.1).



Figuur 4.1: Foto en schematische weergave van de testopstelling om de draagkrachtmeting te meten [2] [23]

Garoushi et al. [29] bepaalden de draagkracht van random FRC en van PFC met standaardblokjes. De draagkracht van random FRC is 1584 N en van PFC: 1031 N. [29]. In een ander onderzoek kwam hij voor FRC op een andere waarde: 1881 N en voor PFC dezelfde waarde. Daarnaast bepaalde hij de draagkracht van een standaardblokjes waarbij de onderste 2 mm van FRC is gemaakt en de bovenste 1 mm van PFC. Dit bootst de klinische situatie na waarin de FRC restauratie met een PFC laag van 1mm wordt afgedekt. Deze blokjes hebben een iets lager draagkracht van ongeveer 1600 N [32].

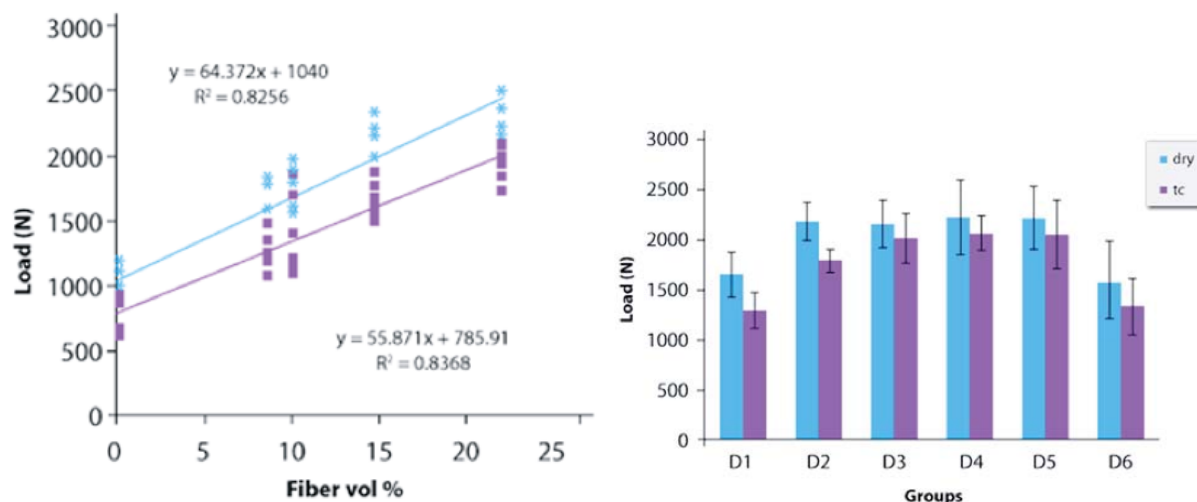
De draagkracht neemt met 20% af als de blokjes 30 dagen in water van 37 °C in plaats van 24 uur droog worden bewaard [32].

De draagkracht neemt toe met de dikte van de FRC onderlaag. Garoushi et al. N [23] varieerden de dikte van de onderlaag van 0,0 mm (alleen PFC) tot 3 mm (alleen FRC) in stappen van 0,5 mm. Bij random FRC neemt de draagkracht lineair toe met de dikte, van 1462 N bij 0,5 mm tot 2180 N bij 3 mm. Met een onderlaag van bidirectionele FRC neemt de draagkracht ook toe, maar niet lineair. Een blokje van volledig bidirectionele FRC heeft een grotere draagkracht dan 2500 N. Het blokje brak niet bij de maximale belasting van 2500 N. De draagkracht van random FRC is hier ongeveer 3 keer zo groot als van PFC en de draagkracht van bidirectionele FRC is nog groter.

Na thermocycling (10.000 x 5 - 55°C) neemt de draagkracht af in vergelijking met droog bewaren. Behalve voor de controle, bij de controle van PFC neemt de draagkracht toe na thermocycling van 782 N naar 1469 N [23].

Garoushi et al. [38] onderzochten de invloed van de volumefractie en de lengte van de glasvezels van random FRC op de draagkracht. De draagkracht van random FRC neemt lineair toe met de volumefractie van de vezels (zie figuur 4.2). Thermocycling verminderen de draagkracht van FRC en PFC.

De draagkracht is ook afhankelijk van de lengte van de glasvezels. Vezels van 5 mm lang hebben de hoogste draagkracht. De draagkracht verschilt weinig voor vezels van 2 tot 5 mm. Vezels van 6 mm hebben een lagere draagkracht; deze blokjes splitsten longitudinaal op de vezels tijdens de draagtest. Dat kan verklaard worden door de grootte van de mal (9,5 x 5,5 mm) waardoor de vezels meer in 1 richting liggen in plaats van random. De ideale vezellengte in dit experiment is 5 mm [38].



Figuur 4.2: Links: invloed van de volumefractie glasvezels op de draagkracht van FRC; rechts: invloed vezellengte van FRC op de draagkracht; het cijfer van de groep is de lengte van de vezels in mm. Blauw is droog en paars is na thermocycling [38].

#### 4.1.1 Draagkracht FRC restauraties

Naast de draagkracht van standaard blokjes is ook de draagkracht van verscheidende FRC restauraties gemeten.

#### 4.1.2 Incisieven

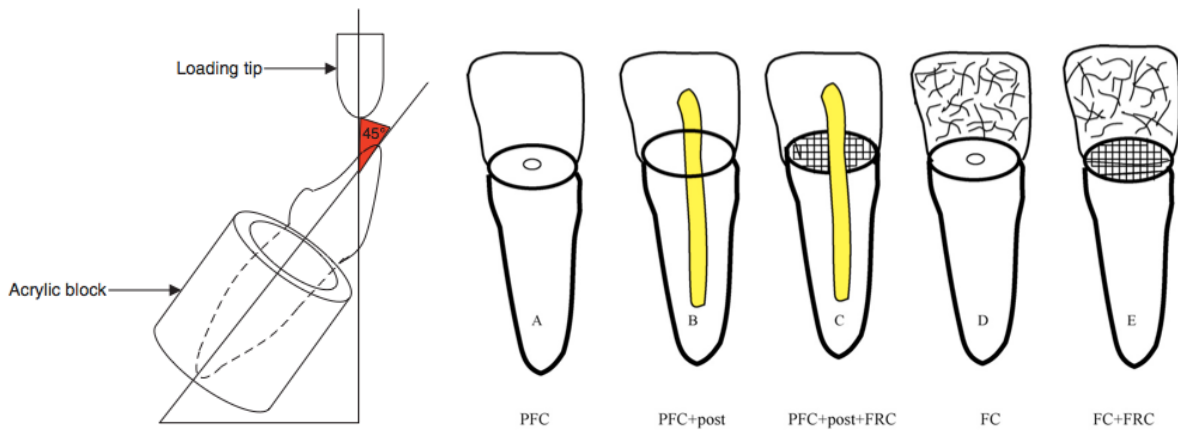
De draagkracht van incisieven wordt gemeten door de stalen bal van de draagkracht testopstelling onder een hoek van  $45^\circ$  ten opzichte van de lengteas van de tand tegen het palatinale vlak, 2 mm onder incisale rand te drukken. Dit is een goede nabootsing van de klinische situatie met laterale krachten op de tand.

De breuk werd beoordeeld op een gunstige breuk of een ongunstige breuk. Een gunstige breuk is een breuk boven de wortel die nog te herstellen is. Een ongunstige breuk is niet meer te herstellen; dat is een breuk in de wortel onder het botniveau. De tand is dan verloren.

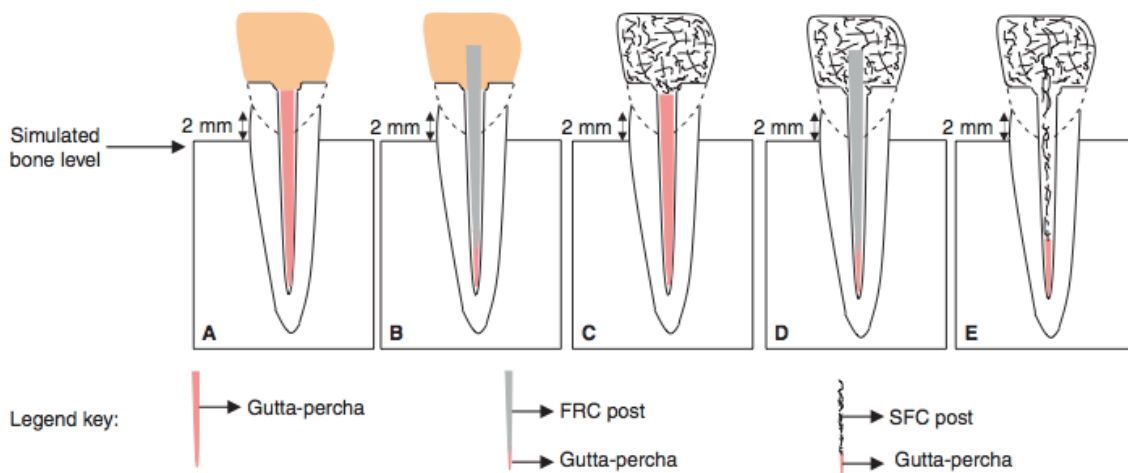
Garoushi et al. [30] onderzochten de draagkracht van een kroonopbouw van 2 mm boven de glazuur-cement grens van FRC, met of zonder onderlaag van bidirectionele FRC en vergeleken dat met een kroonopbouw van PFC met of zonder stift (zie figuur 4.3).

De kroonopbouw van volledig FRC (D in figuur 4.3) heeft de grootste draagkracht (349 N), groter dan de controle van PFC (A in figuur 4.3) (173 N) en PFC met stift (B in figuur 4.3) (258 N). De onderlaag van bidirectionele vezels had geen invloed op de draagkracht maar wel op de breukwijze; alle tanden met de FRC onderlaag braken allemaal op een gunstige manier. Tand met een stift braken vaker op een gunstige manier. FRC heeft genoeg draagkracht om bruikbaar te zijn als kroonopbouw [30].

Bijelic et al. [5] onderzochten de draagkracht van endodontisch behandelde centrale bovenincisieven met een 2/3e kroonopbouw van FRC en PFC met of zonder stift en FRC



Figuur 4.3: Links: draagkrachtmeting op een incisief; rechts: Kroonopbouwen A: PFC, B: PFC + stift, C: PFC + stift + vezelnet, D: volledig FRC, E: volledig FRC + vezelnet [5] en [30].

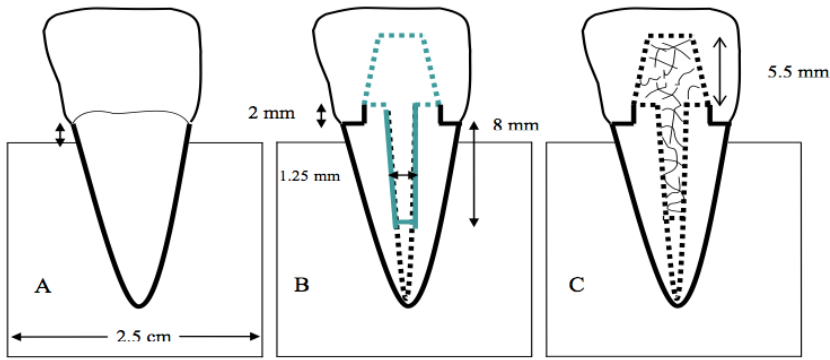


Figuur 4.4: Kroonopbouw van endodontisch behandelde incisieven: A: PFC, B: PFC + stift, C: volledig FRC, D: volledig FRC + stift, E: volledig FRC + FRC in het kanaal [5].

in het kanaal (zie figuur 4.4).

De kroonopbouw van volledig FRC (C in figuur 4.4) heeft een hogere draagkracht (516 N) dan de kroonopbouw van PFC (A in figuur 4.4) (164 N) en van PFC met stift (B in figuur 4.4) (296 N). De draagkracht van de kroonopbouw van FRC wordt niet verbeterd door een stift of FRC in het kanaal. Alle kronen met volledig FRC (C, D en E in figuur 4.4) verschillen niet significant in draagkracht.

Naast de draagkracht, de 'final fracture (FF)' is ook gekeken naar de belasting waarbij de beschadiging begint, de initiële breuk, 'initial fracture (IF)'. Bij Composiet: PFC met of zonder stift is er geen verschil tussen IF en FF; composiet breekt bros. FRC breekt bij een hogere belasting dan de belasting van de initiële beschadiging. Alle groepen hebben zowel gunstige als ongunstige breuken. De kroonopbouwen met stift hebben iets vaker gunstige breuken dan zonder stift [5]. Een kroonopbouw van FRC heeft een iets meer



Figuur 4.5: A: gave tand, B: PFC stomp + stift, C: FRC stomp en stift [28].

dan 3x zo hoge draagkracht dan PFC en bijna 2x dan PFC met stift. De draagkracht van FRC wordt niet verbeterd door een stift of FRC in het kanaal, maar de kans op een gunstige breuk is wel groter. Met onderlaag van bidirectionele FRC (een net) treden geen ongunstige breuken op.

Garoushi et al. [28] vergeleken de draagkracht van een kroonopbouw van FRC met een opbouw van een PFC stomp met stift en een PFC kroon en met een gave tand (zie figuur 4.5).

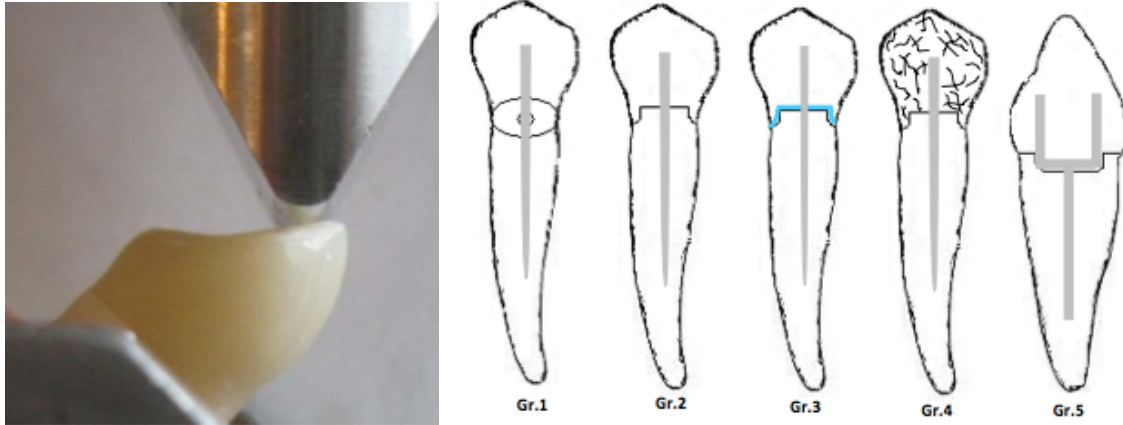
De kroonopbouw is vanaf 2 mm boven de glazuur-cement grens. De FRC kroonopbouw heeft een hogere draagkracht (363 N) dan de PFC kroonopbouw met stift (211 N). Gave tanden hebben een veel hogere draagkracht (1100 N) dan de kroonopbouwen. Het breukpatroon verschilde. De met FRC kroonopbouwen braken voornamelijk op een gunstige manier. De PFC kroonopbouw met stift braken voornamelijk ongunstig en de gave tanden braken allemaal op een ongunstige manier [28]. De in de literatuur gerapporteerde maximale bijtcracht varieerde en was ongeveer 200 N, dat lager is dan de draagkracht van de met FRC opgebouwde kroon [28].

### 4.1.3 Hoektanden

Bijelic et al. [4] onderzochten de draagkracht van een FRC kroonopbouw op Frasaco hoektanden. Hij koos voor frasaco tanden omdat menselijke hoektanden moeilijker te verkrijgen zijn en een grote anatomische variatie hebben.

Zij maakten 5 soorten kroonopbouwen 1 van volledig random FRC met een ferrule en 4 verschillende van PFC:

1. PFC met een vlakke aansluiting
2. PFC met een ferrule
3. PFC met een ferrule en een onderlaag van bidirectionele FRC
4. volledig FRC met een ferrule
5. PFC met een bocpreparatie



Figuur 4.6: Draagkrachtmeting van een frasco hoektand en de kroonopbouw: Gr1: PFC, vlak, Gr. 2: PFC ferrule, Gr. 3:ferrule + bidirectionele FRC onderlaag, Gr 4. : volledig FRC, Gr. 5: boxpreparatie in kanaal [4].

Alle soorten kroonopbouwen zijn zowel met als zonder wortelstift getest. De draagkracht is in dezelfde opstelling gemeten als bij de incisieven, dus op het palatinale vlak, 2 mm onder de incisale rand in een hoek van  $45^\circ$  op de lengteas van de tand.

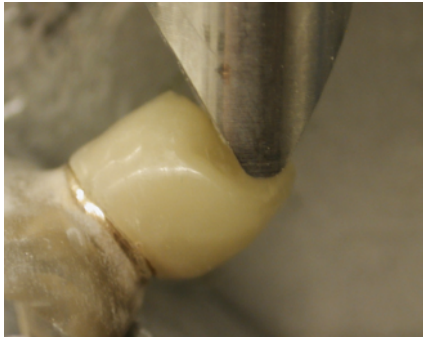
De draagkracht van de PFC kroonopbouw (106 N) is significant groter als deze een stift en een ferrule heeft. De FRC kroonopbouw heeft de grootste draagbelasting (238 N) en een stift heeft geen invloed op de draagkracht. De bidirectionele FRC onderlaag had geen effect op de draagkracht. Het breuktype is afhankelijk van het kroonontwerp (wel of geen ferrule) en de stift. De tanden met stiften breken lager af. De vlakke PFC kroon zonder ferrule brak af door 'de bonding'. Enkele tanden (2 van de 8) met FRC en stift hadden een ongunstige breuk. Alle andere breuken waren gunstig [4].

#### 4.1.4 Premolaar kroon

Garoushi et al. [31] onderzochten de draagkracht van FRC kronen en PFC kronen op een metalen stomp (zie figuur 4.7). De metalen stomp simuleerde een bovenpremolaar met een oclusale verlaging van 2 mm. De kronen werden op 5 verschillende manieren gemaakt:

1. de controle van volledig PFC,
2. een kroon van volledig random FRC,
3. een PFC kroon versterkt met een onderlaag van bidirectionele vezels die over de axiale en oclusale oppervlakten zijn geplaatst.
4. een FRC kroon versterkt met een onderlaag van bidirectionele vezels die over de axiale en oclusale oppervlakten zijn geplaatst en
5. een kroon van FRC met een veneer van 1 mm PFC.

Een PFC en FRC kroon versterkt met een onderlaag van bidirectionele vezels die over de axiale en oclusale oppervlakten zijn geplaatst.



Figuur 4.7: Positie van de tip op de kroon tijdens de draagkracht meting [31].

De kronen werden op 2 manieren uitgehard, met een polymerisatielamp en met een zuurstofvrije lichtoven. De kronen liggen 15 minuten in de lichtoven en het licht heeft een golflengte van 400 tot 500 nm.

De kronen uitgehard in de lichtoven hebben een hogere draagkracht dan de kronen die met de handbelichting zijn uitgehard; dat komt omdat de polymerisatie een hogere polymerisatiegraad bereikt in de lichtoven dan met de handbelichting.

De met handbelichting uitgeharde kroon van FRC met de bidirectionele FRC onderlaag heeft de grootste draagkracht (N 1400 N). De FRC kroon en de FRC kroon met een PFC veneer hebben dezelfde draagkracht (800 N). De kroon van PFC en PFC met de bidirectionele FRC onderlaag hebben de laagste draagkracht (300 N). Alle kronen met enige vorm van FRC uitgehard in de lichtoven hebben ongeveer dezelfde draagkracht van 1500 N, meer dan de controle van PFC (600 N). [31]

#### 4.1.5 Molaren

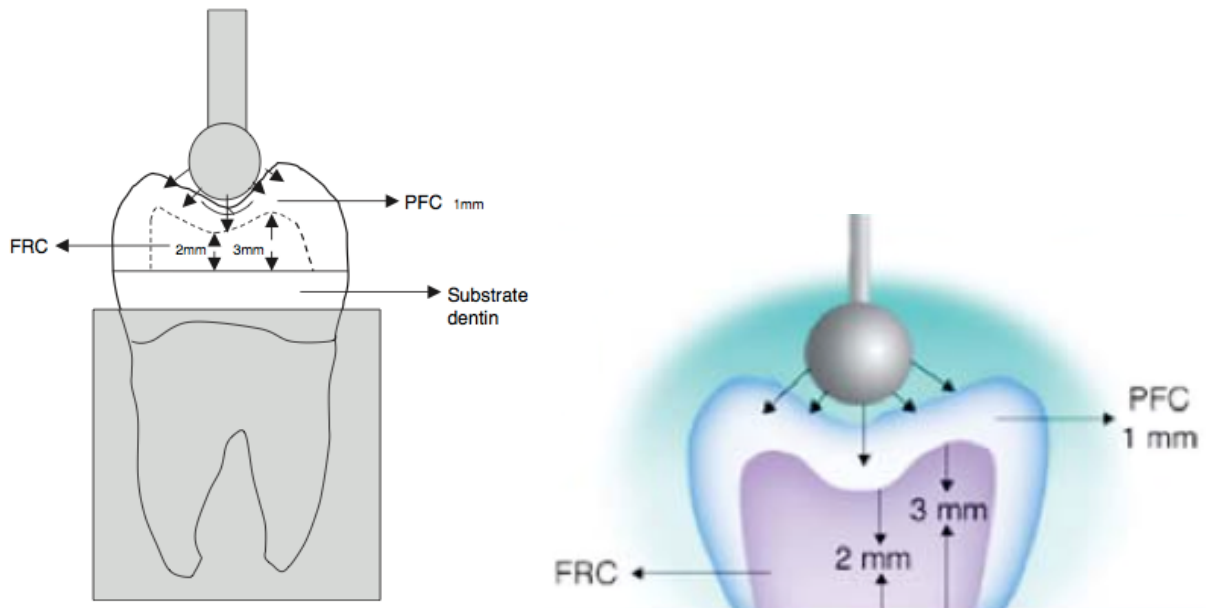
In molaren is de draagkracht van verschillende FRC onlays gemeten.

Garoushi et al. [37] onderzochten de draagkracht van een onlay op gave menselijke eerste molaren van ongeveer dezelfde grootte. Er worden 3 verschillende onlays getest: een controle van PFC, een onlay van random FRC en een onlay van continue bidirectionele FRC. Het FRC deel van de onlays is bij de knobbels 3 mm hoog en bij de fossa 2 mm hoog. Bovenop het FRC bevond zich een laag van 1 mm PFC (zie figuur 4.8). De onlays worden gemaakt met een siliconen mal.

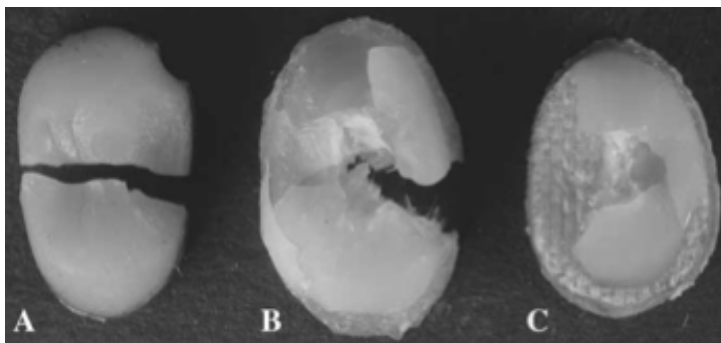
Onlays van FRC hebben een draagkracht die ongeveer 2 x zo groot is als de draagkracht van de controle. De onlay van bidirectionele FRC heeft de hoogste draagkracht: 2393 N. De random FRC heeft een draagkracht van 1935 N en de controle heeft een draagkracht van 1117 N. Deze waarden zijn na 24 uur bewaren in water; na 30 dagen bewaren in water zijn de waarden lager maar die verschillen zijn niet significant. Bidirectionele FRC heeft een hogere draagkracht dan random FRC omdat de glasvezels horizontaal liggen in de richting waar de kracht opgevangen wordt.

Het breukpatroon verschilt per materiaal (zie figuur 4.9). De PFC onlay is in tweeën gesplitst, omdat PFC bros is. De bidirectionele FRC brak via delaminatie. Bidirectionele composiet is stijver dan random FRC. De continue vezels vertragen de scheurgroei





Figuur 4.8: Draagkrachtmeting van onlay restauratie FRC met een PFC bovenlaag van 1 mm [37] en [36].



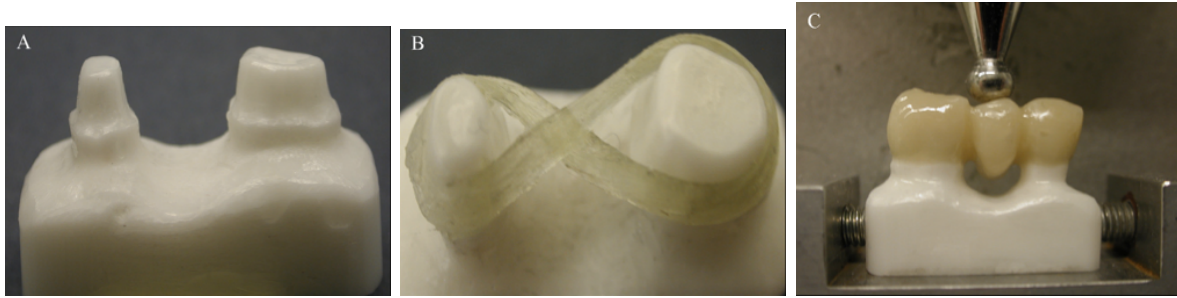
Figuur 4.9: Breukwijze van de onlays: A: Splitsing van PFC; B: gecompliceerde breuk van random FRC; C: delaminatie van bidirectionele FRC [37].

en werken als scheurstopper; daarom treed er delaminatie op. De random FRC onlay heeft een gecompliceerde breuk; random FRC is minder stijf dan bidirectionele FRC. De scheuren groeien door de PFC laag en de FRC. Dat geeft de gecompliceerde breuk en geen delaminatie.

FRC is bruikbaar als materiaal voor onlays maar is geen vervanging van goud of keramiek. Gouden kronen vormen de gouden standaard met eigenschappen die moeilijk te evenaren zijn door hoge draagkracht en hun lage ruwheid [37].

Garoushi et al. [25] onderzochten de draagkracht van FRC onlay restauraties die 3 knobbels overkappen op eerste bovenmolaren. De onlays zijn van PFC, de controle, FRC en FRC met een laag van PFC.

De onlay van FRC heeft de hoogste draagkracht: 1733 N en de controle heeft een draagkracht van 1081 N. De FRC onlay met een laag van 1 mm PFC heeft een draagkracht van 1405 N. De PFC onlay breekt door catastrofale splitsing en de onlay met FRC breekt



Figuur 4.10: A: zirconium model; B: Continue vezel van everStick; C: draagkrachtmeting [33].

door chipping. De FRC ondersteunt de PFC laag en werkt als breuk/scheur stopper. De draagkracht neemt lineair toe met de dikte van de FRC laag. Met een dikkere laag van PFC neemt de afstand van het oppervlak tot de crack initiatie toe. De draagkrachtmeting is met een stalen bal van  $\varnothing 3$  mm en  $\varnothing 6$  mm gedaan en dat gaf dezelfde waarden voor de draagkracht [25].

#### 4.1.6 Bruggen

Er is ook onderzoek gedaan naar bruggen van random FRC. Op een zirconiummodel van de stompen zijn 4 verschillende bruggen gemaakt:

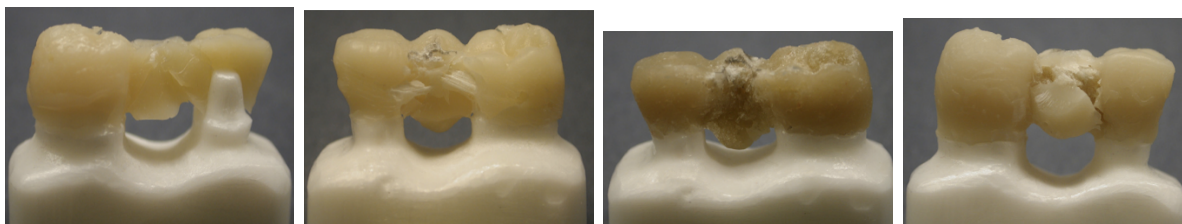
1. A: een volledige PFC brug (de controle),
2. B: een traditionele glasvezelbrug met een FRC onderstructuur (van everStick),
3. C: een volledige random FRC brug en
4. D: een brug van random FRC met oppervlaktelaag van 1 mm PFC (D),

In (figuur 4.10) is de zirconiumonderstructuur, de vezel en de draagkrachtmeting te zien.

Alle bruggen met FRC hebben dezelfde draagkracht (2171 N) en die is groter dan de controle van volledig PFC (A) (1482 N). De bruggen verschilden in breukwijze. De controle (A) brak bros. Bij de brug met het continue vezel onderstructuur (B) delamineerde het composiet van de de vezelstructuur. De volledige FRC brug (C) brak gedeeltelijk; een deel van de pontic brak. De FRC brug met de laag van PFC (D) brak gecompliceerd (zie figuur 4.11).

Bij alle bruggen start de breuk onder het belastingpunt van de pontic waar de scheuren groeien op de manier die gebruikelijk is voor dat materiaal [33]. Omdat alle versterkte bruggen even sterk zijn kan een brug van FRC een vervanging zijn van een traditionele glasvezelbrug met een onderstructuur van continue vezels.

Brasaran et al. [2] onderzochten de draagkracht van CAD/CAM bruggen van PFC en FRC [2]. De brug werd gemaakt op een zirconiummodel voor een brug van een bovenpremolair. Het zirconiummodel werd optisch gescand, er werd een brug ontworpen en



Figuur 4.11: A: volledige PFC brug (controle): brosse breuk; B: brug met unidirectionele FRC onderstructuur: delaminatie; C: volledige random FRC brug :gedeeltelijke breuk; D: random FRC brug met PFV oppervlaktelaag: gecompliceerde breuk [33].



Figuur 4.12: Breukwijze van CAD/CAM brug van PFC en FRC; A: catastrofaal; B: totaal; C: gedeeltelijke breuk; D: delaminatie [2].

dezelfde dataset werd gebruikt om alle bruggen te frezen uit blokken voorgepolymeriseerd materiaal. Hierdoor hebben alle bruggen precies dezelfde afmetingen. Er waren 2 bruggen van PFC en 3 van FRC:

1. commercieel voorgepolymeriseerd PFC blok,
2. experimenteel PFC blok,
3. een FRC blok met unidirectionele vezels in de lengte richting,
4. een FRC blok met bidirectionele vezels horizontaal en
5. een FRC blok met random vezels.

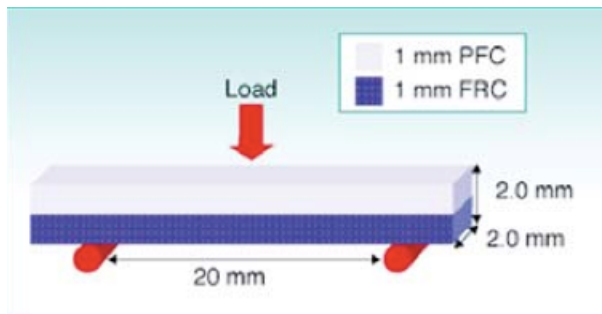
De brug van random FRC had de grootste draagkracht (2163 N) die niet significant verschilde van de unidirectionele FRC brug (2021 N). De draagkracht van de bidirectionele brug was wat lager (1772 N). De beide PFC bruggen hadden de laagste draagkracht (1533 N en 1290 N).

De PFC bruggen braken catastrofaal en totaal. De FRC bruggen braken gedeeltelijk of via delaminatie (zie figuur 4.12 voor de breukwijze).

### Conclusie draagkracht

Random FRC heeft in alle onderzoeken een hogere draagkracht dan PFC, variërend met een factor 1,5 tot 3. Random FRC wordt niet extra versterkt door een stift van glasvezels of een onderstructuur van unidirectionele of bidirectionele FRC. Dit beïnvloedt wel de breukwijze, die in sommige gevallen gunstiger is.

Random FRC is sterk genoeg om kroonopbouwen, onlays en bruggen in plaats van glasvezelbruggen te maken. Een kroonopbouw in het front is veel minder sterk dan een gave



Figuur 4.13: driepunts buigtest [38]

fronttand maar sterk genoeg om kauwkrachten te weerstaan en sterker dan een composietopbouw met stift.

## 4.2 Druksterkte

Druksterkte 'compressive strength' is de mate waarin een materiaal drukkrachten kan weerstaan voordat het breekt.

Garoushi et al. [29] maten de druksterkte van FRC en PFC cilinders met een doorsnede van 3 mm en een hoogte van 6 mm. De druksterkte is de toegepaste maximum kracht  $F$  gedeeld door de oppervlakte van de cilinder  $\pi d^2/4$  en wordt uitgedrukt in MPa.

$$CS = 4F/\pi d^2$$

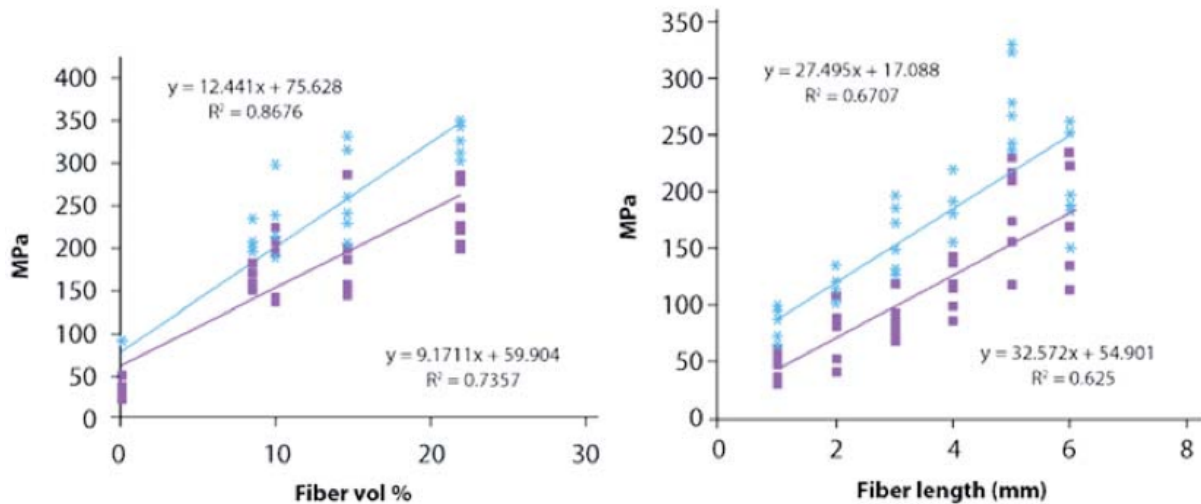
FRC heeft een hogere druksterkte (129 MPa) dan PFC (112N). In water bewaren verlaagd de druksterkte voor zowel FRC als PFC [29].

## 4.3 Buigsterkte, buigmodulus en breuktaaiheid

De buigsterkte 'flexural strength' is de buigkracht waarbij een materiaal breekt. Bij het buigen van een materiaal ontstaan er zowel trek- als drukkrachten. De buigsterkte en de buigmodulus worden bepaald met de driepunts buigtest. Bij deze test ligt een balk van bepaalde afmetingen op 2 rustpunten en wordt er een kracht in het midden aan de bovenkant uitgeoefend. De doorbuiging en de kracht worden gemeten. De kracht waarbij de balk breekt is de buigsterkte zie (figuur 4.13).

De buigmodulus is de kracht die nodig is om het materiaal een bepaalde hoeveelheid door te buigen. De buigmodulus wordt bepaald door de uitgeoefende kracht in een grafiek uit te zetten tegen de doorbuiging. De richtingscoëfficiënt van het rechte deel van de grafiek is de buigmodulus. Hoe hoger de buigmodulus is, hoe minder het materiaal doorbuigt en hoe stijver het is.

De taaiheid 'toughness' wordt berekend door de integraal van de oppervlakte onder de spanning-rek kromme te nemen en de waarde wordt gegeven in MPa.



Figuur 4.14: Invloed van de volumefractie en de vezellengte van FRC op de buigsterkte. Blauw is droog en paars is na thermocycling [38].

Garoushi et al. onderzochten [26] de buigsterkte en buigmodulus van 2 soorten random FRC en 6 soorten PFC. Hiervan maakte hij balken van 2.0 x 2.0 x 25.0 mm. De overspanning in de driepunts buigtest was 20.0 mm.

De buigsterkte  $\sigma_f$  en de buigmodulus  $E_f$  werden berekend met:

$$\sigma_f = \frac{3F_m I}{2bh^2}$$

$$E_f = \frac{SI^3}{4bh^3}$$

Hierin is  $F_m$  de toegepaste belasting in (N) bij de grootste doorbuiging,  $I$  is de overspanning (20 mm),  $b$  de breedte,  $h$  de dikte/hoogte,  $S$  is de stijfheid (N/m) en  $d$  is de doorbuiging.  $S = F/d$ . De random FRC met langere vezels heeft de hoogste buigsterkte. Beide random FRC's hebben een hogere buigmodulus 9,9 GPa en 9,5 GPa dan de PFC's (4,8 GPa) [26].

In een ander onderzoek van Garoushi et al. [32] heeft een standaard balk (2,0 x 2,0 x 25,0 mm) van random FRC een buigsterkte van 210 MPa en de balk van PFC een buigsterkte van 111 MPa [32].

Garoushi et al. [38] onderzochten de invloed van de volumefractie en de vezellengte van de glasvezels van random FRC op de buigsterkte. De buigsterkte neemt lineair toe met de volumefractie van de vezels. Thermocycling vermindert de buigsterkte van FRC en PFC. Waarschijnlijk omdat waterabsorptie in de matrix, plastificeren van de polymeren veroorzaakt.

De buigsterkte neemt lineair toe met de lengte van de vezels (zie figuur 4.14) [38].

Garoushi et al. [22] onderzochten de invloed van de overspanning op de buigsterkte, de buigmodulus en de taaiheid van PFC en FRC. Ze varieerden de overspanning van de driepunts-buigtest in 20 mm, 15 mm, 10 mm, 7 mm, 6 mm en 5 mm.

Bij de PFC balk neemt de buigsterkte lineair af met de afname van de overspanning. Van 20 tot 10 mm is het verschil niet significant. Bij overspannings van 7, 6 en 5 mm neemt de buigsterkte significant af.

Bij de FRC nam de buigsterkte significant af met overspannings van 20 tot 10 mm, de buigsterkte nam significant toe bij een afname van de span lengte van 7 naar 5 mm. Dit kan verklaard worden door de lengte van de vezels in vergelijking met de afmetingen van de balk. De vezels zijn 3 mm lang en de balk is 2 mm breed waardoor de langste vezels tijdens het maken van de balk longitudinaal gaan liggen. Daardoor gaan de vezels in de balk zich bij kortere overspannings gedragen als continue vezels. De Krenchel factor voor unidirectionele vezels is 1,0 en voor random vezels is 0,2.

De buigmodulus van FRC en PFC neemt af met een kortere overspanning.

De taaigheid van PFC en FRC neemt toe met een kortere overspanning. FRC heeft bij een overspanning van 5 mm een veel grotere buigtaaiheid dan bij een overspanning van 6 mm. Bij de taaigheid van FRC bij de kortere overspannings treed het zelfde effect op als bij de buigsterkte. De vezels liggen niet volledig random, maar meer longitudinaal en hebben daardoor een groter versterkend effect. [22]

De vinding dat de vezels in random FRC op korte afstanden een groter versterkend effect heeft door de oriëntatie van de vezels, kan een voordeel hebben in tandheelkundige restauraties.

## 4.4 Breuktaaiheid

Breuktaaiheid 'fracture toughness' is de weerstand van een bros materiaal tegen scheurgroei. Een materiaal met een lage breuktaaiheid is bros en een materiaal met een hoge breuktaaiheid is taai. Deze eigenschap is dus belangrijk voor de levensduur van tandheelkundige restauraties.

De breuktaaiheid wordt gemeten met specimens in balkvorm van 2,0 mm x 5,0 mm x 25,0 mm waarin aan één kant in het midden en kerf zit loodrecht op de lengterichting en tot op de halve hoogte. De balkvormen werden gemaakt in een mal; er werd in het midden van de balk een kerf gemaakt met een mes in het ongepolymeriseerde composiet tot de halve hoogte. De centrale kerf heeft lengte  $a$  en omdat de kerf tot de helft van het materiaal zit is  $a/W = 0.5$ . Het breukvlak stond loodrecht op de balk. De breuktaaiheid  $K_{IC}$  kan berekend worden met

$$K_{IC} = \left[ \frac{3PL}{BW^{3/2}} \right] Y$$

waarin P de piekbelasting is tijdens het breken, L de lengte, B de breedte, W de hoogte en Y is de kalibratiefunctie voor de gegeven geometrie.

$$Y = (1,93[a/W]^{1/2} - 3,07[a/W]^{3/2} + 14,53[a/W]^{5/2} - 25,11[a/W]^{7/2} + 25,80[a/W]^{9/2})$$

met  $a/W = 0.5$  is  $Y = 0,444765$

De breuktaaiheid werd gemeten [26] van balkvormen van 6 soorten PFC en 2 soorten random FRC, een gewone random FRC en een random FRC met microvezels. De vezellengte van de FRC met micro vezels is 20 tot 60  $\mu\text{m}$ ; dat is korter dan de kritische vezellengte die varieert van 0,5 tot 1,6 mm. De vezellengte van de andere FRC is 1,3 tot 2 mm en dat is langer dan de kritische vezellengte.

Random FRC met de langere vezels heeft de hoogste breuktaaiheid (4,6 MP  $\text{m}^{1/2}$ ). Dan zijn er 2 groepen van PFC met een lager breuksterkte (2 en 3 MP  $\text{m}^{1/2}$ ). De breuktaaiheid van FRC met microvezels is hetzelfde als de breuktaaiheid van de hoogste PFC groep. Glasvezels verhogen de breuktaaiheid als ze langer zijn dan de kritische vezellengte [26].

Garoushi et al. [29] onderzochten de breuktaaiheid van balkvormen van 3 x 6 x 25 mm van random FRC en PFC, zowel droog (24 uur) als nat (30 dagen bij 37°C bewaard). FRC (14 MN  $\text{m}^{-1,5}$ ) heeft een hogere breuktaaiheid dan PFC (2 MN  $\text{m}^{-1,5}$ ), beiden droog bewaard. Door de balkvormen in water te bewaren neemt de breuktaaiheid voor van de FRC en de PFC balkvormen af [29].

## 4.5 Vermoeiing

Vermoeiing 'fatigue' is de eigenschap van een materiaal dat het onder langaanhoudende dynamische belastingen bij een lagere belasting bezwijkt dan onder een statische belasting. Door de wisselende belasting groeien kleine scheuren uit tot grote scheuren tot het materiaal bezwijkt. De vermoeiingslimiet van een materiaal is afhankelijk van de toegepaste spanningen, de testomgeving en de frequentie van de belasting. In een natte omgeving heeft het water een aantal verzwakkende effecten op de kunstharsmatrix die de scheurgroei versnellen.

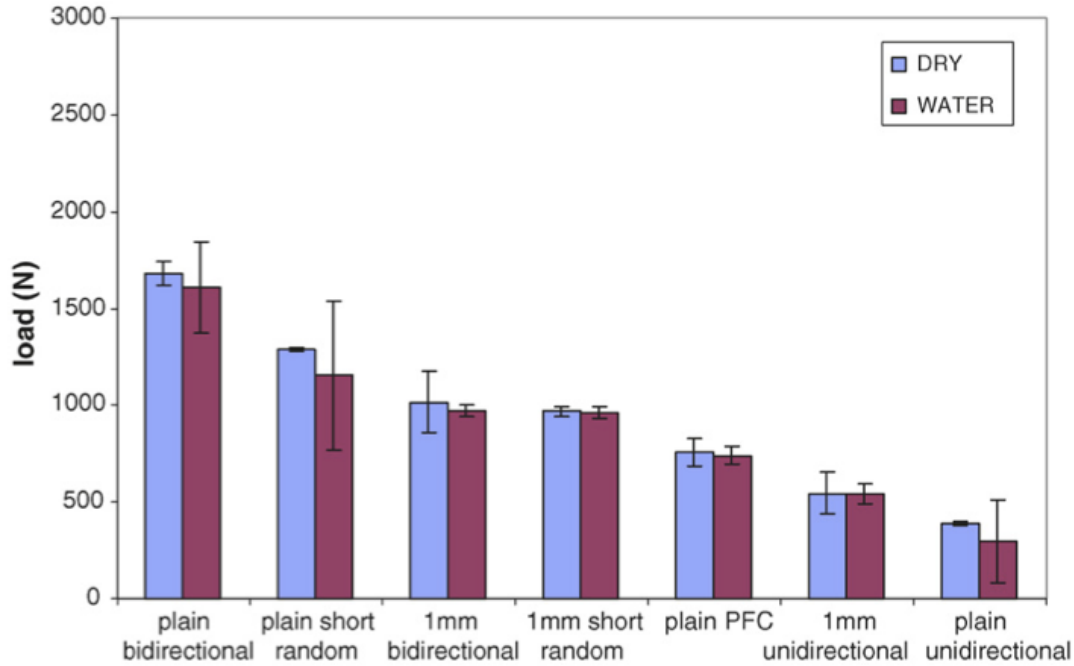
De spanningen op tanden en restauraties zijn vaak laag en cyclisch. De spanningen tijdens kauwen worden  $3 \cdot 10^5$  herhaald per jaar. Daarom is het belangrijk om niet alleen de statische draagkracht te meten, maar ook de vermoeiing.

Garoushi et al. [24] onderzochten de statische- en de dynamische draagkracht; de vermoeiing van 3 soorten FRC; FRC met unidirectionele vezels, FRC met bidirectionele vezels en random FRC. Allemaal als volledig materiaal en als substructuur van 1 mm onder een laag van 2 mm PFC. De controle is PFC. Van alle materialen zijn blokjes gemaakt van 3 x 5 x 5 mm [24].

De vermoeiingslimiet werd bepaald met  $10^3$  cycli met een frequentie van 0,3 Hz. De toegepaste belasting werd met de 'staircase' methode bepaald. De maximum belasting werd omhoog of omlaag gebracht afhankelijk van de breuk van de vorige test. Als het materiaal na  $10^3$  cycli niet brak ging de spanning de volgende keer omhoog, brak het wel, dan ging de spanning de volgende keer omlaag.

De gemiddelde vermoeiing; de 'compressive fatigue limit (CFL)' werd berekend met:

$$CLF = X_0 + d \left( \frac{\sum i n_i}{\sum n_i} \pm 0,5 \right)$$



Figuur 4.15: Vermoeiing van FRC en PFC [24].

$X_0$  is de laagste belasting in de analyse en  $d$  is de belastingtoename, in dit geval 20 N. De berekening is gebaseerd op de gebeurtenissen die het minst voorkomen. Bij een berekening op basis van het aantal falen wordt het minteken gebruikt en in het andere geval wordt het plusteken gebruikt.

Na  $10^3$  cycli neemt de draagkracht van PFC af met 28%. Het aantal cycli in de test is laag vergeleken met het aantal belastingcycli dat een restauratie moet weerstaan tijdens zijn levensduur.

Bij alle materialen is de vermoeiing lager dan de statische draagkracht en beide nemen af bij bewaren in water. Unidirectioneel FRC heeft een lagere statische en dynamische draagkracht dan PFC. Random FRC heeft een hogere draagkracht en vermoeiing en bidirectioneel FRC heeft de hoogste draagkracht en vermoeiing. De blokjes met een substructuur van 1 mm zitten qua waarden dicht bij het blokje van het volledige materiaal dan bij de waarden van PFC (zie figuur 4.15) [24].

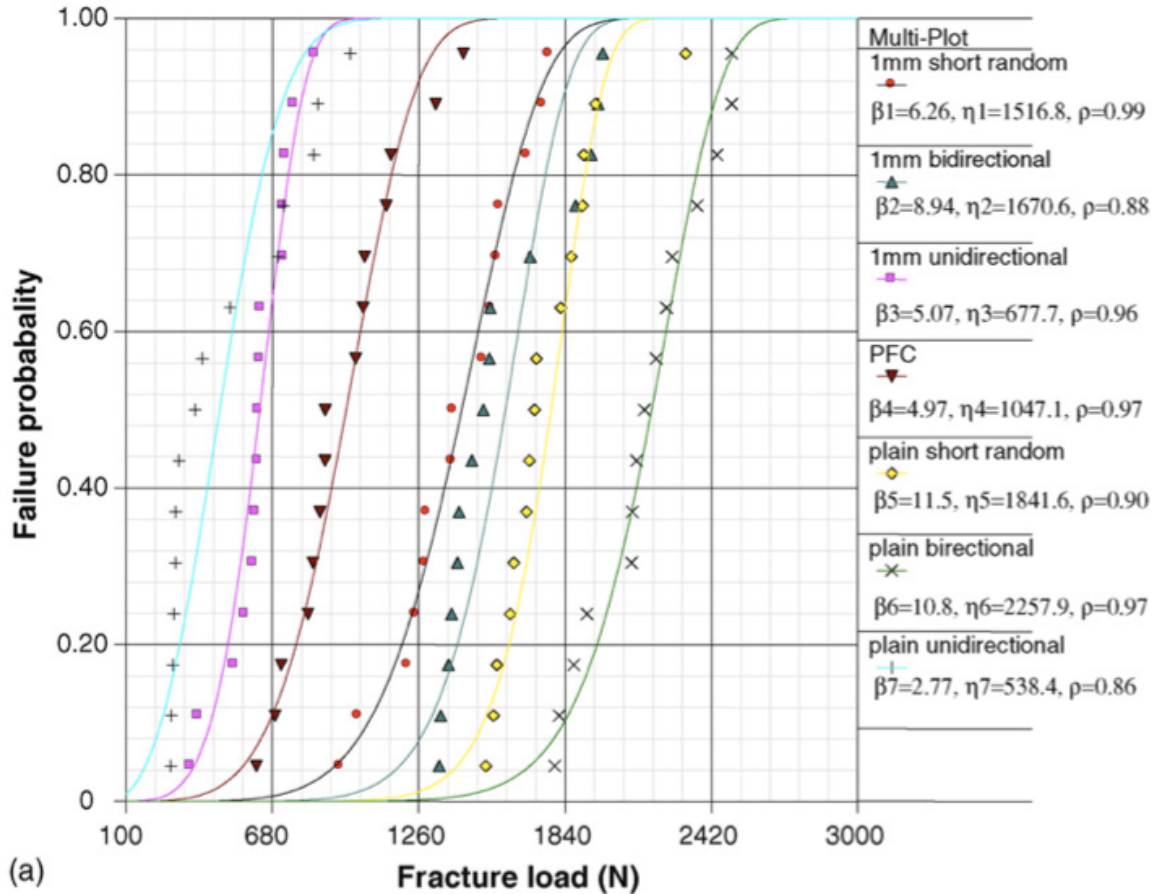
Volgens de veronderstelling van de zwakste schakel wordt de breukbelasting van brosse materialen beperkt door de langste scheurgrootte in het belaste volume. Een scheurlengteverdeling resulteert in een asymmetrische draagkracht verdeling die geanalyseerd wordt met de Weibull analyse.

$$P_f = 1 - \exp\left(-\frac{\sigma - \sigma_u}{\sigma_0}\right)^m$$

hierin is  $m$  de Weibull-modulus of vormfactor, het is een constante die de steilheid van de verdelingsfunctie van de spreidingsdata van de breuken ten opzichte van de statische belasting bepaalt.

Materialen met een lage Weibull-modulus zijn klinisch waarschijnlijk minder betrouwbaar, ze geven minder consistente resultaten dan materialen met een hoge Weibull-





Figuur 4.16: Waarschijnlijkheidsverdeling met de Weibull-analyse voor droge blokjes FRC en PFC [24].

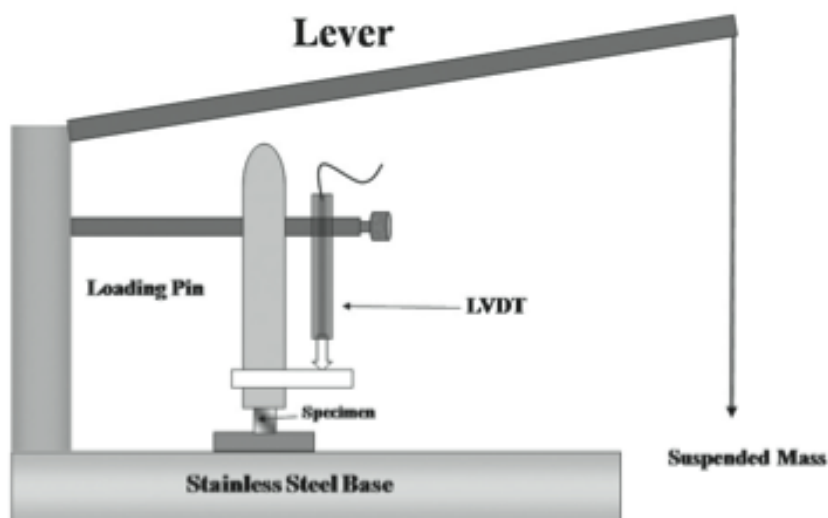
modulus. Unidirectionele FRC heeft de laagste Weibull-modulus (2,7 droog en 2,2 nat) en bidirectionele FRC heeft de hoogste Weibull-modulus (11,5 droog en 12,9 nat). De Weibull-modulus is de  $\beta$ -waarde in (figuur 4.16) die hoger is bij een steilere curve. [24].

De breukwijze verschilde per materiaal en hangt samen met de draagkracht. De unidirectionele FRC blokjes splitsen longitudinaal op de asrichting van de vezels. De bidirectionele FRC vertraagden of stopten de scheuren en bezweken door delaminatie. De andere blokjes braken totaal. De vezels versterken, maar als ze in 1 richting liggen, dan breekt het materiaal langs de vezels omdat het in die richting niet versterkt is. [24].

## 4.6 Kruip

Kruip is de blijvende vervorming van een materiaal onder een langdurige belasting.

Garoushi et al. [20] onderzochten de kruip van random, unidirectionele en bidirectionele FRC en PFC, afhankelijk van de wijze van uitharden (polymerisatielamp of zuurstofvrije lichtoven) en wijze van bewaren; nat (30 dagen in water van 37°C) of droog. De tijdfankelijke kruip en herstel bij statische en dynamische belasting werden gemeten.



Figuur 4.17: Meetopstelling om de statische kruip te meten [20].

De statische kruip werd gemeten met de opstelling in (figuur 4.17). FRC en PFC cilinders van 4 x 6 mm werden 2 uur belast met een constante belasting van 20 MPa gevolgd door 2 uur herstel. Tijdens de belasting werd de vervorming gemeten.

De dynamische kruip werd gemeten door de FRC en PFC cilinders cyclisch te belasten met 450 cycli van 4 seconden met een belasting die toeneemt en dan weer afneemt tussen 1 MPa en 50 MPa. De belasting, de vervorming en de tijd werden gemeten en verwerkt.

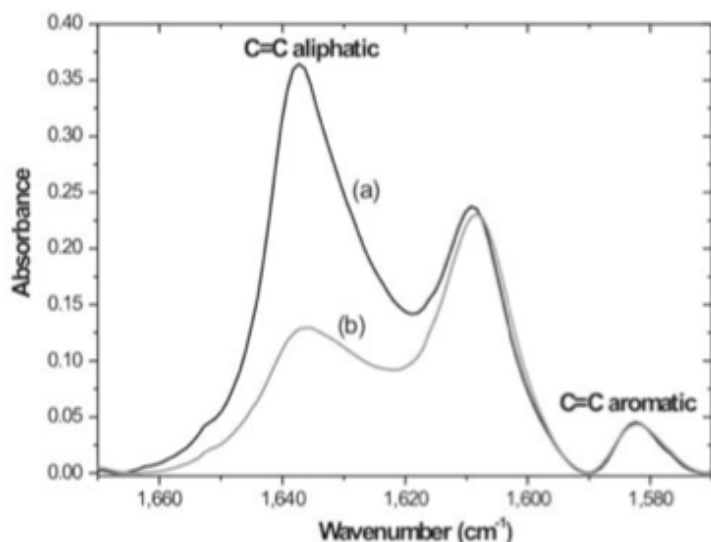
Random FRC dat werd uitgehard in de lichtoven en droog bewaard werd heeft minder kruip (1,73%) dan PFC op dezelfde manier uitgehard en bewaard (2,54%). De kruip van FRC en PFC zijn hetzelfde als ze met de polymerisatielamp zijn uitgehard of als ze in water zijn bewaard. De vezeloriëntatie van FRC had geen invloed op de kruip [20].

## 4.7 Polymerisatiegraad

De polymerisatiegraad (DC%) is het percentage monomeren dat tijdens de polymerisatie omgezet wordt in polymeren. De polymerisatiegraad kan gemeten worden met Fouriergetransformeerde infraroodspectrometrie, 'Fourier transform infrared spectroscopy: FTIR' met een verzwakte totale reflectie 'attenuated reflectance: ATR' sensor.

De polymerisatiegraad wordt bepaald door de verhouding van het aantal alifatische C=C verbindingen in het uitgeharde composiet en in het niet-uitgeharde composiet. Een alifatische C=C verbinding is een dubbele koolstofverbinding in een koolwaterstof zonder benzeenringen. Composiet bevat dimethacrylaatmonomeren die een alifatische C=C verbinding hebben die verbroken wordt tijdens de polymerisatiereactie.

Daarnaast bevat composiet ook aromatische C=C verbindingen in Bis-GMA en UEDMA aromatische C=C verbindingen zijn verbindingen in benzeenringen. Deze C=C verbindingen reageren niet tijdens de polymerisatiereactie en zijn dus zowel voor als na de



Figuur 4.18: Infraroodspectra van de alifatische C=C en de aromatische C=C absorptiepiek [47].

polymerisatiereactie in dezelfde hoeveelheden aanwezig.

De verhouding van het aantal alifatische C=C verbindingen en aromatische C=C verbindingen in composiet kan gemeten worden met infraroodspectrometrie.

Infraroodspectrometrie is een vorm van molecuulspectrometrie waarbij de structuur van een molecuul met infrarood licht kan worden bepaald. Het is gebaseerd op de resonantiefrequentie van de chemische verbindingen in de moleculen. De massa van de atomen en de stijfheid van de verbinding bepaalt de resonantiefrequentie voor strekking en buiging van de verbinding. Deze verbindingen absorberen licht van de resonantiefrequentie. Voor organische verbindingen liggen die in het infrarode deel van het elektromagnetische spectrum.

In de infraroodspectrometrie worden de frequenties van het gebruikte licht uitgedrukt in golfgetallen, dat is het aantal golven per centimeter. Het golfgetal voor de absorptiepiek van de alifatische C=C verbinding is  $1638\text{ cm}^{-1}$  en het golfgetal voor de aromatische C=C verbinding is  $1608\text{ cm}^{-1}$  (zie figuur 4.18).

Het spectrum kan gemeten worden met een interferometer. De Michelson interferometer bestaat uit 2 spiegels en een bundelsplitser, de ene spiegel staat vast en de andere kan bewegen waardoor er een weglengteverschil in de beide optische paden ontstaat. De lichtbundels komen weer bij elkaar en het weglengteverschil tussen de bundels geeft een interferentiepatroon. De intensiteitsvariaties van dit patroon worden gemeten als functie van het weglengteverschil van de detector. De lichtintensiteit versus het optische weglengteverschil is het interferogram. Het interferogram wordt door de computer met een Fourier transformatie omgezet in een spectrum.

Om een goed spectrum te krijgen, moet het achtergrondspectrum opgenomen worden en van het gemeten spectrum afgetrokken worden.

Het composiet absorbeert een deel van de infrarode straling en daardoor wordt de doorgelaten en de gereflecteerde straling gereduceerd.

De absorptie kan bepaald worden door de transmissie door het composiet of de reflectie van het composiet te meten. Een methode om de reflectie te meten is het meten van de verzwakte totale reflectie, de attenuated total reflectance (ATR). Bij deze methode wordt een ZnSe kristal, dat de ATR sensor is, tegen het composiet aangelegd. De bundel infraroodlicht wordt in het kristal aan het grensvlak tussen het kristal en het composiet gereflecteerd. De moleculen in het composiet dichtbij het grensvlak absorberen een deel van de infraroodstraling en verzwakken daardoor de reflectie. Deze verzwakte reflectie wordt gemeten en daaruit wordt de absorptie afgeleid.

Het percentage ongereageerde alifatische C=C verbindingen, %C, is de verhouding van het aantal alifatische C=C verbindingen in het uitgeharde composiet (cured: C) en het aantal alifatische C=C verbindingen in niet-uitgeharde composiet (uncured: U) x100. Een maat voor het aantal alifatische C=C verbindingen is de alifatische C=C absorptiepiek genormaliseerd op de aromatische C=C absorptiepiek [47].

$$(\%C = C) = \frac{C_{alifatisch}/C_{aromatisch}}{U_{alifatisch}/U_{aromatisch}} \times 100$$

De polymerisatiegraad van composiet (DC%) is 100% min het percentage ongepolymeriseerde alifatische C=C verbindingen (% C=C):

$$DC\% = \left[ 1 - \frac{C_{aliphatic}/C_{aromatic}}{U_{aliphatic}/U_{aromatic}} \right]$$

Garoushi et al. [32] maten de polymerisatiegraad (DC%) van FRC en PFC tijdens de polymerisatie elke 6 seconden tot 5 minuten na de polymerisatie d.m.v. FTIR met een ATR sensor (zie figuur 4.19).

Het composiet werd in een messing ring met een diameter van 6,5 mm en een hoogte van 1,8 mm op het ZnSe kristal (de ATR sensor) geplaatst. De bovenkant van het composiet werd afgedekt met een plastic folie en een glasplaat van 1 mm dik. Het composiet werd uitgehard door het 40 seconden van bovenaf te belichten.

De polymerisatiegraad DC% 5 minuten na de polymerisatie van FRC was 58% en van PFC was 55% [32].

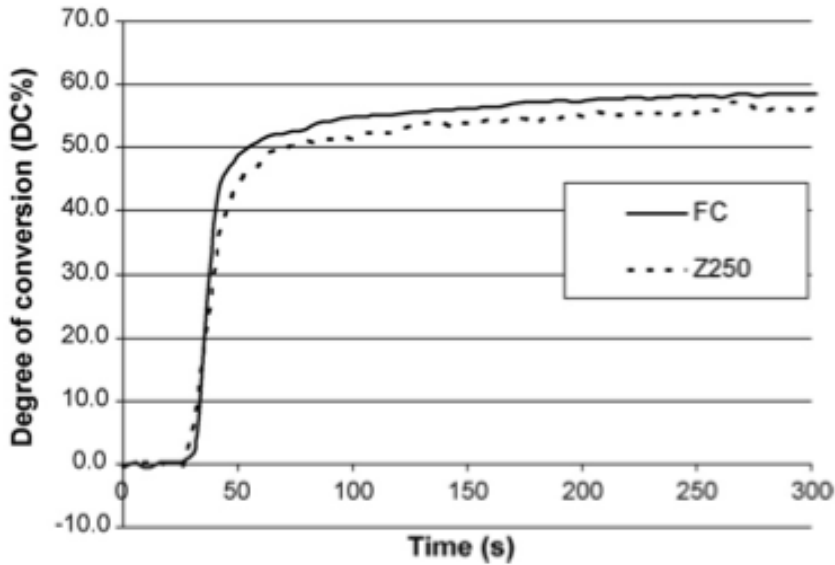
## 4.8 Uithardingsdiepte

De uithardingsdiepte van composiet is de diepte tot waarop het composiet polymeriseert tijdens het belichten. Het licht wordt in het composiet geabsorbeerd. De lichtintensiteit  $I$  in het materiaal neemt exponentieel af met de indringdiepte  $d$ :

$$I = I_0 e^{-ad}$$

hierin is  $I_0$  de lichtintensiteit op het oppervlak en is  $a$  de absorptiecoëfficiënt. Licht wordt in een materiaal zowel geabsorbeerd als verstrooid en de absorptiecoëfficiënt bestaat uit 2 delen, één door de werkelijke absorptie:  $\alpha_a$  en één door de verstrooiing:  $\alpha_s$

$$I = I_0 e^{-(\alpha_a + \alpha_s)d}$$



Figuur 4.19: Polymerisatiegraad (DC%) van FRC (FC in de grafiek) en PFC (van het merk Z250), met handbelichting 40 seconden uitgehard [32].

meestal is het ene deel verwaarloosbaar ten opzichte van het andere deel [43].

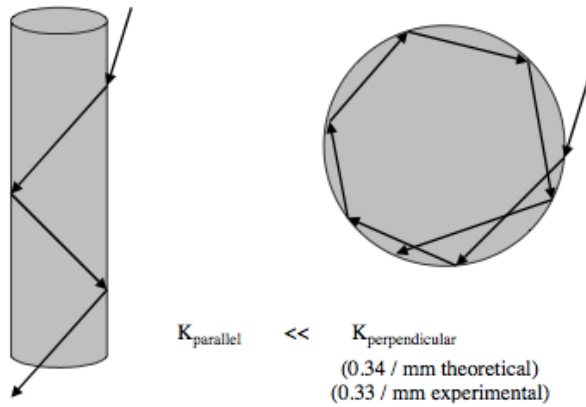
De polymerisatiediepte wordt gemeten met een 10 mm hoge cilinder. De mal wordt geplaatst op een glasplaat afgedekt met een plastic folie. De mal wordt in bulk gevuld met composiet en aan de bovenkant afgedekt met een plastic folie en een glasplaat van 1 mm dik. De cilinders werden van bovenaf 20 of 40 seconden belicht met een polymerisatielamp. De lichtbron heeft een intensiteit van  $1100 \text{ mW/cm}^2$ .

Direct na de uitharding werd het materiaal uit de mal gehaald en werd met een plastic spatel het deel dat niet was uitgehard, verwijderd. Het overgebleven deel werd gemeten met een digitale schuifmaat met een precisie van 0,1 mm. De helft van deze waarde werd genoteerd als de uithardingsdiepte.

De uithardingsdiepte van random FRC is 4,6 mm wat vergelijkbaar is met andere bulk vulmaterialen. De FRC met de random microvezels (20 - 60  $\mu\text{m}$ ) heeft een veel kortere uithardingsdiepte (2,3 mm). Dat kan verklaard worden door het verschil in de vulstofaard en de vulstofhoeveelheid. De brekingsindex en de extinctiecoëfficiënt (is de uitdovingscoëfficiënt). veranderen tijdens de polymerisatie van het Bis-GMA-TEGDMA monomeersysteem van FRC en daardoor wordt de lichtgeïnduceerde polymerisatie versterkt. De uithardingsdiepte wordt ook beïnvloed door de kleur, type uithardingsunit en uithardingsmethode. FRC geleidt en verstrooit het licht beter dan conventioneel composiet. De lichtverstrooiing en absorptiecoëfficiënt van composieten beïnvloeden de lichtverdeling [26].

## 4.9 Optische eigenschappen

Chirdon et al. [8] bepaalden de absorptie- en de verstrooiingscoëfficiënt van FRC afhankelijk van de vezeloriëntatie. De glasvezels in FRC absorberen en verstrooien het



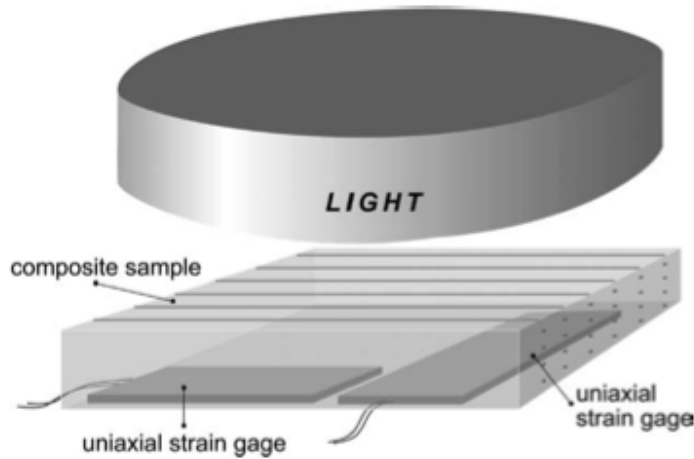
Figuur 4.20: Reflectie van invallend licht in een glasvezel parallel aan de bundel en loodrecht op de bundel [8]

invallende licht afhankelijk van de richting van de vezels. Bij FRC hebben de absorptie en de verstrooiing allebei een belangrijke bijdrage in de translucentie. Daarom moeten ze apart bepaald worden (als functie van de golflengte). De absorptie is het laagst voor vezels parallel aan de richting van het invallende licht. De verstrooiing is het hoogst voor vezels loodrecht op het licht. De reflecties van licht in de vezels zijn te zien in (figuur 4.20).

Met de absorptie- en de verstrooiingscoëfficiënt kan de translucentie en de reflectie van composiet van elke dikte bepaald worden en de uithardingsdiepte voorspeld worden. Als een composiet met random glasvezels een uithardingsdiepte heeft van 5,5 mm dan kan berekend worden dat composiet met vezels parallel aan de lichtbundel een uithardingsdiepte van 7,2 mm heeft (een toename van 29%) [8].

Chirdon et al. [9] onderzochten de Fraunhoferdiffractie van FRC waarvan de glasvezels tijdens het uitharden met een wisselend elektrisch veld (0,75 KV, 60 Hz) zijn uitgelijnd. Fraunhoferdiffractie is de afbuiging van licht door een meervoudige spleet. Met monochromatisch licht, in dit experiment het licht van een He-Ne laser ( $\lambda = 633 \text{ nm}$ ), ontstaat er een diffractiepatroon waar met behulp van de afstanden tussen de maxima de afstand  $d$  tussen de meervoudige spleten berekend kan worden:  $\sin(\theta) = \frac{m\lambda}{d}$ . Met een elektrisch veld uitgelijnde FRC vormt een diffractiepatroon dat kwalitatief vergelijkbaar is met dat van glazuur. Als de vezels een diameter van  $6 \mu\text{m}$  zouden hebben dan zou het ook kwantitatief hetzelfde zijn. Dan komen de optische eigenschappen van FRC meer overeen met die van glazuur. Het is mogelijk om afstand tussen de maxima van het diffractiepatroon te voorspellen door de afstanden tussen de glasvezels op microscopische foto's van FRC te meten [9].

De brekingsindex van de matrix en van de glasvezels komen goed overeen. De brekingsindex van de matrix is 1,51 [9] en de brekingsindex van kwarts is 1,4585.



Figuur 4.21: Testopstelling voor het meten van de polymerisatiekrimp [49].

## 4.10 Polymerisatiekrimp

De polymerisatiekrimp is de krimp die optreedt tijdens het polymeriseren van composiet. Polymerisatiekrimp is inherent aan de polymerisatiereactie omdat tijdens het polymeriseren de vanderwaalsverbindingen vervangen worden door covalente verbindingen met een kortere afstand. De polymerisatiekrimp is afhankelijk van het gebruikte kunsthars en het volumepercentage van de vulstof. Het ene polymeer krimpt meer dan het andere en de vulstofdeeltjes krimpen niet mee.

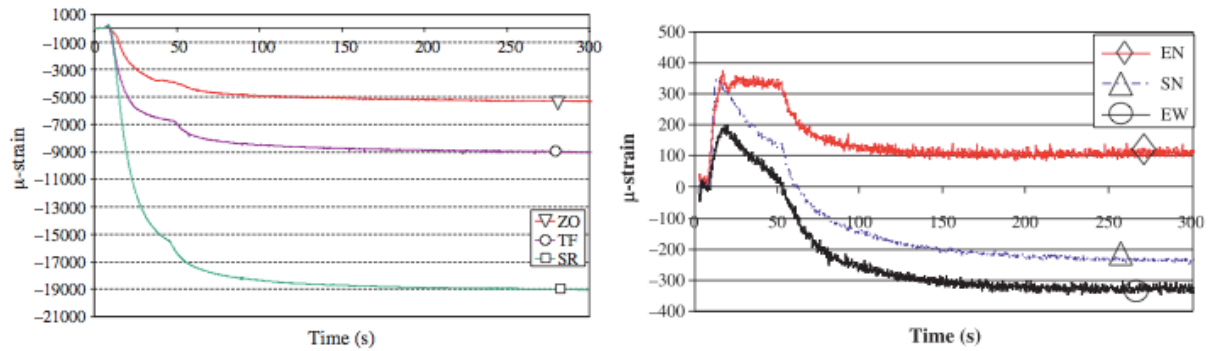
De polymerisatiekrimp kan op verschillende manieren gemeten worden. Het kan worden gemeten met de 'strain-gage' methode, de gebonden schijfmethode, met kwikdilatometrie, een krimpspanningstest en met een laser interferometer.

Garoushi et al. [26] maten de polymerisatiekrimp van FRC en PFC met de 'strain-gage' methode. Het niet-uitgeharde composiet werd in een silicium mal van 10,0 x 10,0 x 1,5 mm geplaatst bovenop 2 uniaxiale 'strain-gages' en werd uithard. Random FRC had het kleinste krimppercentage (0,17 %). De PFC's hadden een krimp van 0,3% en 0,35% [26].

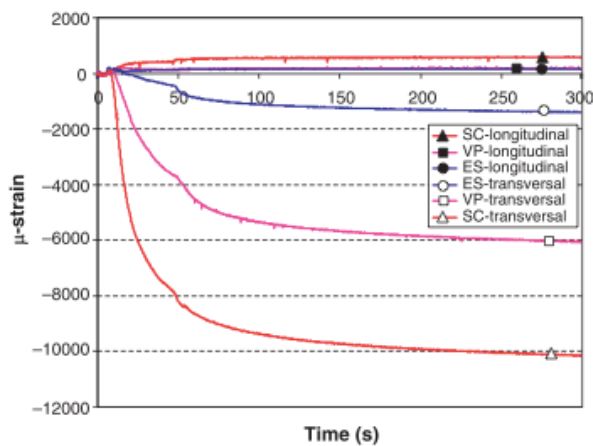
Tezvergil et al. [49] onderzochten het effect van de vezeloriëntatie op de polymerisatiekrimp van FRC. Zij plaatsten ongepolymeriseerd composiet in een mal van 10,0 x 10,0 x 1,5 mm op 2 'gage-strains' (zie figuur 4.21).

De 'gage-strains' staan loodrecht ten opzichte van elkaar om de lineaire krimp in 2 richtingen te meten. Het composiet wordt gepolymeriseerd door het voor 40 seconden te belichten met een polymerisatielamp met een vermogen van 740 MW/cm<sup>2</sup>. De 'strain-gates' worden van 5 seconden voor tot 300 seconden na de start van de belichting uitgelezen met een 'sampling' van 10 Hz. De 'strain-gates' zijn vooraf gebalanceerd op 0; ze kunnen zowel uitzetting als krimp meten. Er werd geen adhesief gebruikt tussen het composiet en de 'strain-gages' omdat er bij adhesie geen krimp optreedt maar wel krimpspanning.

Deze metingen deed hij bij 6 soorten FRC, 3 soorten unidirectionele, 2 bidirectionele en 1 random FRC, PFC, flow PFC en onge vulde hars.



Figuur 4.22: Links: krimp van onge vuldehars (SR), flow (TF) en PFC (ZO); rechts: bidirectionele FRC (EN en SN) en random FRC (EW) [49].



Figuur 4.23: Longitudinale en transversale krimp van unidirectioneel FRC [49].

De polymerisatie van composiet is een exotherme reactie; in het begin treedt er expansie op en daarna krimp. De isotrope materialen krimpen gelijk in beide richtingen. De onge vuldehars krimpt het meeste (1,9 %), de flow 0,9%, de PFC 0,55% en de random FRC krimpt het minste, namelijk 0,03%. Dus hoe meer gevuld, hoe minder krimp; FRC krimpt minder dan PFC.

De bidirectionele FRC's krimpen in de beide gemeten richtingen gelijk, want de vezels liggen horizontaal in dezelfde richting als de 'strain-gages'. De ene bidirectionele FRC had een kleine expansie -0,01% en de andere een kleine krimp 0,03% (zie figuur 4.22).

De anisotrope materialen krimpen verschillend in verschillende richtingen. De unidirectionele vezels van unidirectioneel FRC hebben transversaal op de vezelrichting een krimp van 1,01%, 0,14% en 0,6% en hebben een kleine expansie longitudinaal van de vezelrichting van -0,05%, -0,01% en -0,02% (zie figuur 4.23). Expansie is negatieve krimp. Tijdens de initiële expansie zetten de vezels zich vast en krimpt het materiaal niet meer in de richting van de vezels maar dwars erop. De krimp treed dus op tussen de vezels.

In FRC is de oriëntatie van de vezels een belangrijke factor in de lineaire krimp. De



krimp longitudinaal van de vezels is:

$$S_f = \frac{s_m E_m V_m}{E_f V_f + E_m V_m}$$

en transversaal van de vezels is:

$$S_t = (1 + \nu_m) s_m V_m - s_l (\nu_f V_f + \nu_m V_m)$$

waarin  $S_m$  de krimp van onge vulde composiet is,  $E$  is de modulus en  $V$  is het volumepercentage. Verondersteld wordt dat  $E_f V_f \gg E_m V_m$ , dan nadert de longitudinale krimp 0 en kan de transversale krimp vereenvoudigd worden tot  $S_t = 1 + \nu_m s_m V_m$ . Op basis van deze formules werd verwacht dat de transversale krimp iets groter is dan de krimp van onge vulde composiet. De resultaten zijn in overeenkomst met de theorie, namelijk dat krimp van unidirectionele krimp voornamelijk in de richting transversaal van de vezels optreedt.

De 'strain-gage' methode meet alleen de postgel krimp omdat de 'strain-gages' alleen door het composiet vervormd kunnen worden. Composiet heeft tijdens het polymeriseren een gelfase en een post-gelfase. Tijdens de gelfase is het materiaal nog viskeus genoeg om met de dimensieveranderingen mee te vloeien en dan worden de 'strain-gages' niet veranderd door het composiet. Als het materiaal de krimp niet meer kan compenseren met vloeien, dan is het materiaal in de post-gel fase en dan krimpt het in alle richtingen evenveel en verandert het de dimensies van de 'strain-gages'. De 'strain-gage' methode is het beste voor het meten van de krimp van anisotrope materialen want ze meten de krimp in 1 richting. Andere meetmethoden meten de volumekrimp en gaan uit van een isotroop materiaal [49].

Garoushi et al. [34] onderzochten het effect van de volumefractie van nanovulstofdeeltjes en temperatuur op de polymerisatiekrimp en polymerisatiegraad van random FRC. De nanovulstofdeeltjes zijn van  $\text{SiO}_2$  en 20 nm groot. Ze werden in verschillende gewichtpercentages van 0, 10, 20, 30, 40 en 50 (gew%) toegevoegd aan FRC.

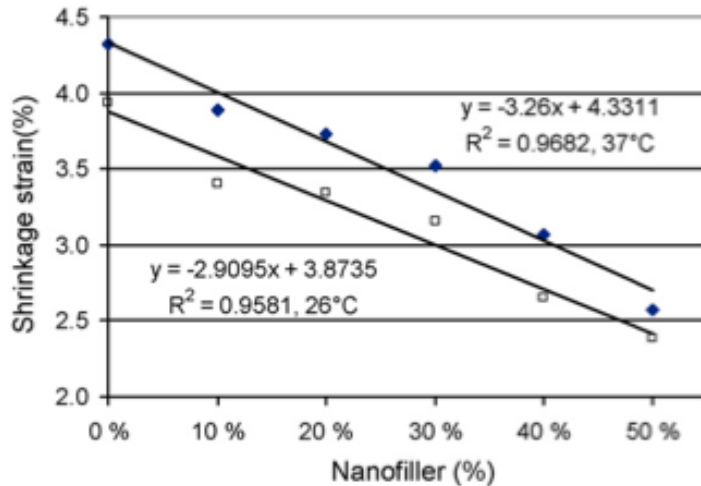
De polymerisatiekrimp werd in dit onderzoek gemeten met de gebonden schijfmethode 'bonded disk method'. Het composiet wordt aangebracht in een cilinder en uitgehard. De verticale krimp wordt gemeten. De verhouding van de hoogte en de oppervlakte van de schijf zijn zo gekozen dat de de verticale krimp ongeveer gelijk is aan de volumetrische krimp. Dit geldt alleen voor isotrope materialen.

De polymerisatiekrimp is gemeten bij twee verschillende temperaturen ( $26^\circ\text{C}$  en  $37^\circ\text{C}$ ) met de Watt's gebonden schijfmethode.

Het composiet werd 40 seconden gefotopolymeriseerd met een polymerisatielamp van  $550 \text{ mW/cm}^2$ . De krimpdata werden gedurende een uur opgenomen.

De polymerisatiegraad (DC%) werd gemeten tijdens de polymerisatie met FTIR met een ZnSe kristal als ATR sensor.

Bij een hogere temperatuur is er meer krimp omdat de polymerisatiegraad hoger is. De polymerisatiekrimp neemt lineair af met de toename van het volumepercentage nanovulstofdeeltjes, van 4,3% volumetrische krimp bij 0 vol% tot 2,5% volumetrische krimp bij 50 vol% nanovulstofdeeltjes (zie figuur 4.24).



Figuur 4.24: Krimp bij verschillende gewichtsfracties nanovulstofdeeltjes. De bovenste lijn is de meting bij 37°C en de onderste is gemeten bij 26°C [34].

Het toevoegen van nanovulstofdeeltjes leidt tot minder krimp. De polymerisatiekrimp neemt af met de hoeveelheid nanovulstofdeeltjes. De conversie neemt progressief af met de toename van het volumepercentage vulstof omdat de vulstofdeeltjes de mobiliteit van de monomeren beperken. Een afgenomen moleculaire en radiale mobiliteit leidt tot een lagere monomeer conversie. [34]

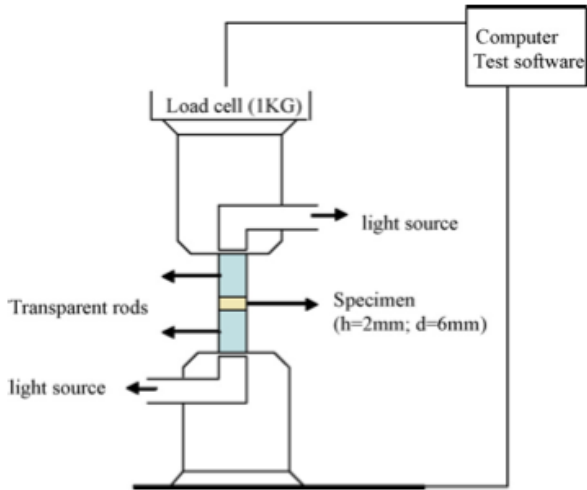
## 4.11 Krimpspanning

Garoushi et al. [35] onderzochten ook de polymerisatiekrimp van FRC en de krimpspanning. De krimpspanning werd gemeten in een meetopstelling waarbij het composiet aan 2 kanten wordt belicht via glazen staven met een doorsnede van 6 mm. De oppervlakten van de glazen staven zijn gezandstraald, bekleed met onge vulde hars en 30 seconden belicht. De glazen staven zijn in een universele testmachine geplaatst. Tussen de glazen staven werd 2 mm composiet geplaatst (zie figuur 4.25).

Het composiet werd aan beide kanten tegelijk 40 seconden belicht met aan elke kant 450 mW/cm<sup>2</sup>. De contractiekrachten werden gemeten vanaf het begin van de belichting tot 15 minuten erna. De maximumkrachten werden omgezet naar spanningen door te deze te delen door de oppervlakte van de glazen staaf. De krimpspanning na 15 minuten was 2,32 ± 0,5 MPa voor FRC en 2,43 ± 0,7 MPa voor PFC. Na een uur was de krimpspanning 2,45 ± 0,11 MPa voor FRC en 2,04 ± 0,09 MPa voor PFC. FRC heeft een hogere uiteindelijke krimpspanning dan PFC [35]

## 4.12 Microhardheid

Oppervlakte microhardheid is de weerstand van een materiaal tegen de permanente deformatie door het indrukken van een ander, harder materiaal. De microhardheid wordt



Figuur 4.25: Meetopstelling voor het meten van de polymerisatiekrimpspanning [35].

gemeten door het meten van de lengte van de diagonaal van de indrukking die een indringlichaam achterlaat (Vickers, Knoop en Brinell). Het indringlichaam is een diamanten piramide, bij Knoops is het een ruit en bij Vickers een vierkant.

Garoushi et al. [27] bepaalden de microhardheid van FRC en PFC bij verschillende belichtingstijden en bewaarwijzen (droog en in water). Hij koos voor de microhardheid als maat voor de uithardingsdiepte omdat de microhardheid essentieel is voor goede prestaties van het composiet. De traditionele techniek voor het bepalen van de uithardingsdiepte is gebaseerd op afschrapen van ongepolymeriseerd materiaal en de afschraapkracht is moeilijk te standardiseren. Bij het bepalen van de microhardheid treedt dit probleem niet op.

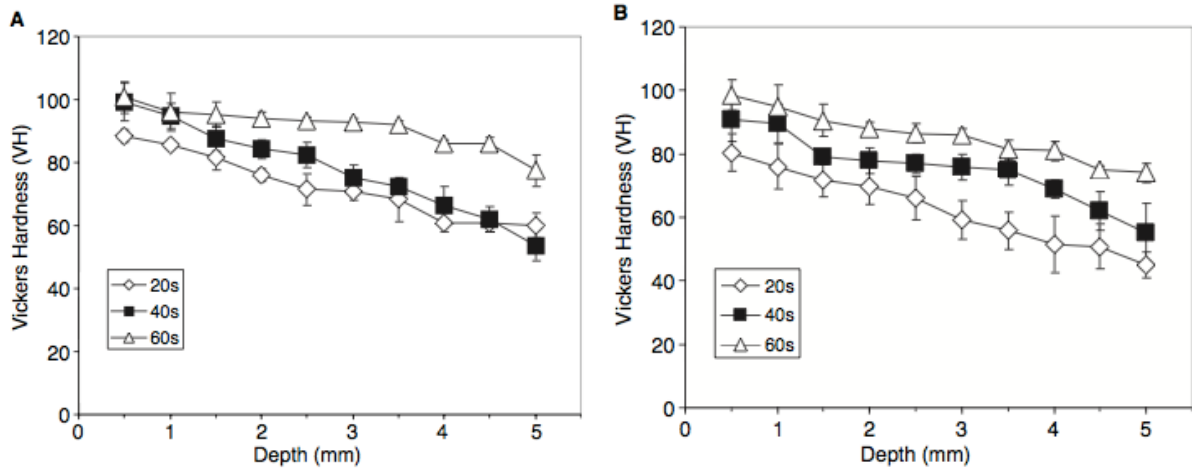
Het composiet werd in mallen van 6 mm hoog en een doorsnede van 5 mm gedaan en van bovenaf belicht ( $800\text{mW/cm}^2$   $\lambda = 470\text{nm}$ ). Na het uitharden werden de cilinders uit de mallen gehaald en over de lengte tot de helft afgeslepen, gepolijst en in een ultrasoon (15 minuten bij  $37^\circ$ ) bad ontdaan van slijpsel. Daarna werden ze droog (24 uur) of nat (30 dagen in water van  $37^\circ$ ) bewaard.

De microhardheid werd bepaald door een indringlichaam 10 seconden met een belasting van 1,96 N op het oppervlak te zetten. Elke cilinder kreeg om elke 0,5 mm vanaf de bovenkant 10 indrukkingen. De diagonale lijn van de indrukkingen werd onder de microscoop gemeten en omgezet in microhardheid volgens

$$H = \frac{1854.4xP}{d^2}$$

hierin is  $H$  de Vickers hardheid in  $\text{N/mm}^2$ ,  $P$  is de belasting in N en  $d$  is de lengte van de diagonaal in mm. De uithardingsdiepte op 1 mm diepte zou minder dan 70% van de waarden aan het oppervlak moeten zijn.

De uithardingsdiepte van FRC was kleiner dan van PFC. De uithardingsdiepte en de microhardheid nemen toe met een langere belichtingstijd. De oppervlaktehardheid van FRC (63 N) was na 20 seconden uitharden minder hard dan van PFC (73 N). Bij een belichtingstijd van 40 en 60 seconden is er geen significant verschil in hardheid voor FRC



Figuur 4.26: Microhardheid als maat voor de uithardingsdiepte bij verschillende belichtingstijden, droog bewaard, A voor PFC en B voor FRC [27].

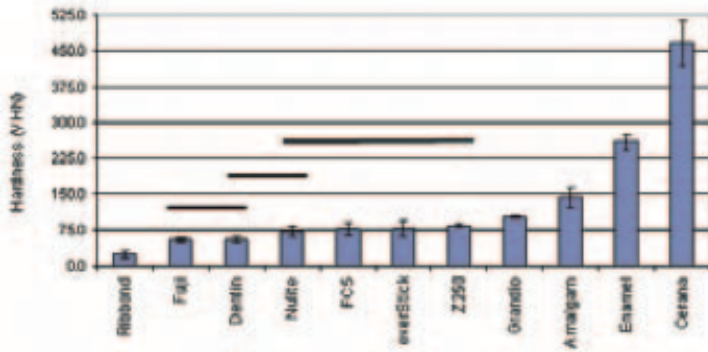
en PFC. Bij een belichtingstijd van 40 seconden (FRC: 75 N) en (PFC: 78 N) en bij 60 seconden (FRC: 84 N) en (PFC: 91 N). De microhardheid neemt af met de toenemende dikte. Het materiaal aan de oppervlakte, dicht bij de lichtbron, onderging een meer complete polymerisatie en was daarom harder (zie figuur 4.26).

De cilinders die in water bewaard werden, hadden bij een langere belichtingstijd meer verlies in uithardingsdiepte en microhardheid. De microhardheid nam in de groep van 20 seconden 12% tot 14% af, in de groep van 40 seconden van 15% tot 17% af en in de groep van 60 seconden van 21% tot 24% af. Bij langer belichten is de polymerisatiegraad hoger en zijn er minder monomeren over. De monomeren lekken uit de matrix en worden vervangen door water. Als er minder monomeren zijn, dan heeft het in de matrix gediffundeerde water meer kans om deze te verweken, omdat het geen monomeren vervangt maar een extra component in de matrix is [27].

Garoushi et al. [21] onderzochten de invloed van het gewichtspercentage nanovulstofdeeltjes op de microhardheid van FRC. zij maten de microhardheid van FRC met 0, 10, 20, 30, 40 en 50 gewichtspercentage nanovulstofdeeltjes, 3 PFC's, hars-gemodificeerd glasionomeer, amalgaam, everStick® FRC, Ribbond® FRC, geprefabriceerde keramiek, dentine en glazuur [21].

Met een hoger gewichtspercentage nano vulstofdeeltjes neemt de microhardheid toe. FRC met 50 gew% is even hard als de controle PFC's. Keramiek is het hardste, glazuur het op-één-na hardste en Ribbond® is het zachtste, dentine is het op-één-na zachtste [21] (zie figuur 4.27).

Ribbond® is een ultra-hoog moleculair gewicht polyethyleen FRC en everStick® is een E-glas FRC. Ribbond® is zachter dan everStick® omdat polyethyleen zachter is dan glas. Het geprefabriceerde keramiek bestaat uit 98,8 vol% gesinterde alumina deeltjes [21].



Figuur 4.27: Microhardheid van verschillende materialen van links naar rechts: Ribbond, Fuji, dentine, Nulite, FC5, everStick, Z250, Grandio, amalgaam, glazuur en kerakiek (originele afbeelding was helaas oncherp). [21].

### 4.13 Waterabsorptie en wateroplosbaarheid

Garoushi et al. [32] onderzochten de waterabsorptie en wateroplosbaarheid van FRC en PFC. FRC en PFC monsters werden 30 dagen in 120 ml water van 37° bewaard. Het droge gewicht  $m_d$  werd vooraf gemeten en het gewicht van de waterimmensie  $m_w$  werd op dag 1, 2, 3, 7, 14, 21 en 30 gemeten. De wateroplosbaarheid  $m_h$  werd gemeten nadat de dehydratie bij 60° gestabiliseerd was. De waterabsorptie en de wateroplosbaarheid werden berekend met:

$$waterabsorptie = \frac{m_w - m_h}{m_d} \times 100\%$$

$$wateroplosbaarheid = \frac{m_d - m_h}{m_d} \times 100\%$$

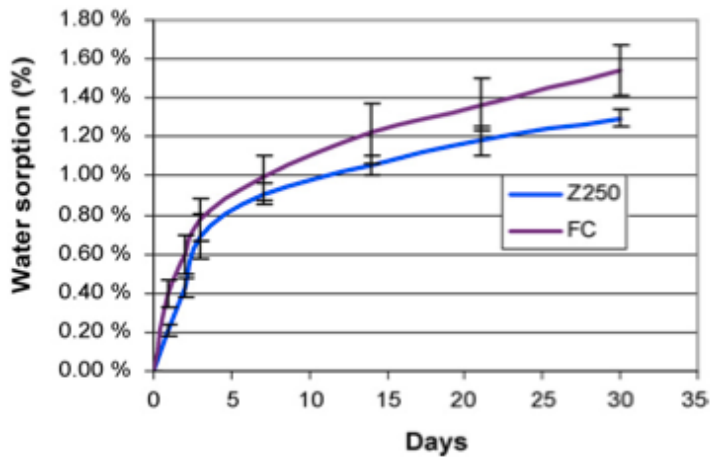
De waterabsorptie en de wateroplosbaarheid van FRC zijn groter dan die van PFC (zie figuur 4.28). Na 30 dagen bewaren in water was de waterabsorptie van FRC 1,54 gew% en van PFC 1,28 gew%. De wateroplosbaarheid na 30 dagen van FRC was 0,34 gew% en van PFC 0,27 gew%.

Water heeft een potentieel verslechterend effect op de adhesie tussen de polymeermatrix en de glasvezels door re-hydrolyse van de silaan koppelingsfactor. Dat FRC meer water absorbeert dan PFC kan verklaard worden door de lagere vulgraad van FRC. De waterabsorptie is ook afhankelijk van de hydrofiliiteit van de matrix en de chemische stabiliteit van de vulstof voor water [32].

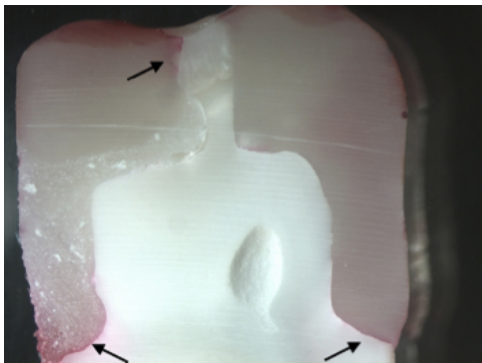
Uit een onderzoek van Lassila et al. [45] blijkt dat de waterabsorptie afneemt met een hoger volumepercentage glasvezels.

### 4.14 Microlekkage

Garoushi et al. [35] onderzochten ook de microlekkage van FRC en PFC van klasse II restauraties. Voor dat onderzoek werden in 12 geselecteerde tanden 2 klasse II caviteiten



Figuur 4.28: Waterabsorptie (gew% toename) van FR en PFC na 30 dagen in water van 37°C [32].

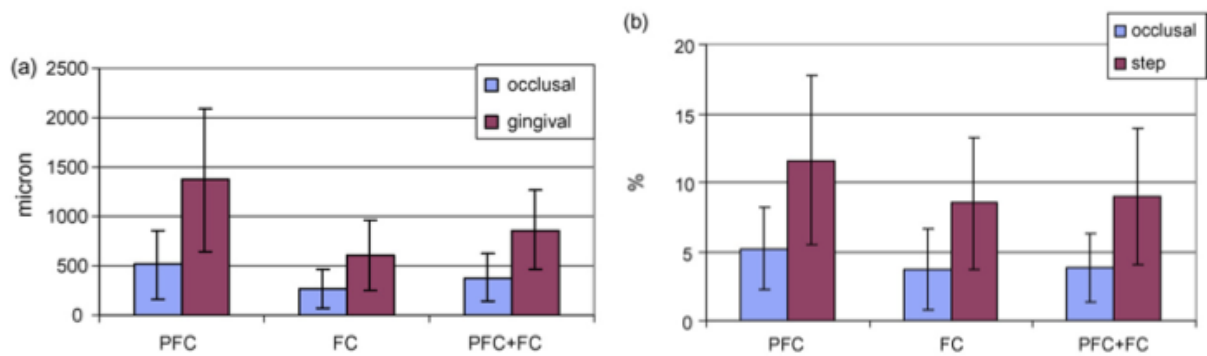


Figuur 4.29: Occlusale en gingivale microlekkage van klasse II restauraties; links FRC met PFC bovenlaag en rechts PFC [35].

gemaakt, één mesiaal en één distaal. De caviteiten waren 6 mm diep, 4 mm lang en 4 mm breed in de buccolinguale richting. De marges lagen 1,5 mm onder de glazuur-cement-grens.

Van elke tand werd één caviteit met FRC en één met PFC gevuld. Er werd nog een extra groep gevuld met 4 mm FRC en een bovenlaag van 2 mm PFC (zie figuur 4.29). Het composiet werd aangebracht in lagen van 2 mm en uitgehard.

De tanden werden 48 uur bewaard in water van 37°C en na thermocycling (6000 x 5-55°C) werden de apexen verzegeld met acrylhars en de tanden bedekt met nagellak behalve 1 mm voorbij de marges. Daarna gingen ze voor 24 uur in een kleurstofbad met 0,5% fuchsidine verf (bij kamer een temperatuur van 26°). Na het kleurstofbad werden de tanden onder de kraan afgespoeld en daarna werd de nagellak er afgekrabd. Daarna werden de tanden langzaam en onder waterkoeling door midden gezaagd. Van elke restauratie werden 3 of 4 secties verkregen. De kleurstofpenetratie in de occlusale en gingivale marges werd beoordeeld met een stereomicroscop met een vergroting van 10 x. De kleurstofpenetratie werd in  $\mu\text{m}$  en in % van de totale marge gemeten. De resultaten staan in (figuur 4.30).



Figuur 4.30: Microlekkage van occlusale en gingivale marges in  $\mu\text{m}$  en % van FRC en PFC [35].

FRC vertoonde minder microlekkage dan PFC. Occlusaal is er minder microlekkage dan gingivaal; dat komt omdat composiet beter hecht aan glazuur dan aan dentine [35].

## 4.15 Aanhechting bacterieën

Lassila et al. [46] onderzochten de aanhechting van *Streptococcus mutans* op FRC en PFC en de afhankelijkheid van de oppervlakte ruwheid op de aanhechting van deze bacterieën. De aanhechting van *Streptococcus mutans* is een van de eerste stappen bij het ontstaan van (secundaire) cariës.

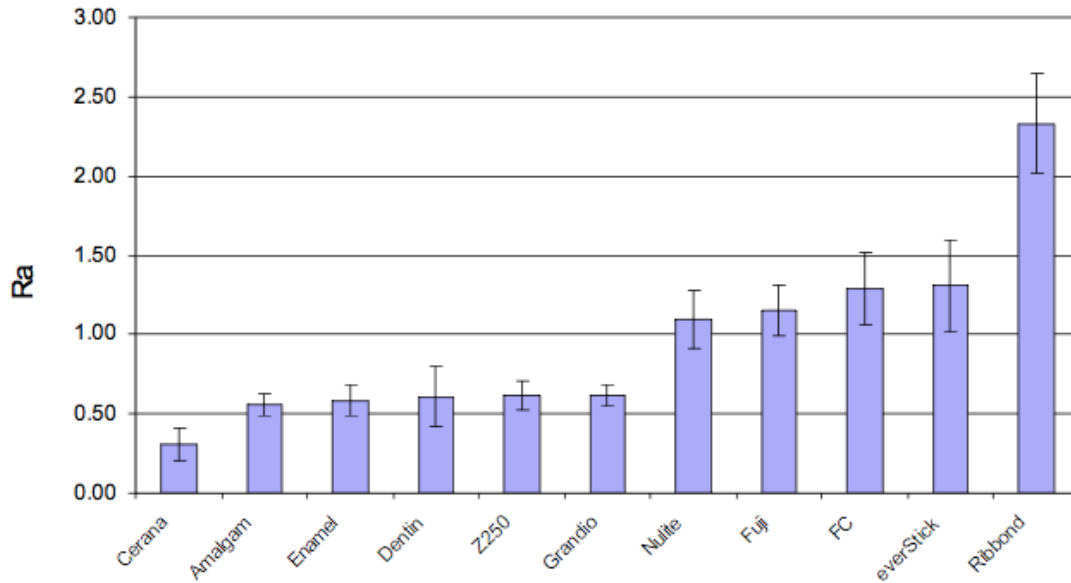
De getestte materialen zijn: 3 merken PFC, hars-gemodificeerd glasionomeer, amalgaam, een keramische inlay, 3 soorten FRC, everStick® (met E-glas vezels), Ribbond® (met polyethyleen vezels) en experimenteel random FRC, met glazuur en dentine als controle. Het composiet werd in een mal cilindervormige van 2 mm hoog en een doorsnede van 6,5 mm geplaatst, licht uitgehard en gepolijst. De cilinders werden 24 uur in water van 37° bewaard.

De oppervlakteruwheid werd gemeten met een oppervlakte-profilometer met een afsluiting van 0,8 mm, een transversale lengte van 0,8 mm en een snelheid van 0,1 mm/s. De ruwheid is het gemiddelde van de ongelijkheden tot de middenlijn en wordt uitgedrukt in Ra ( $\mu\text{m}$ ). Van elke schijf werden 3 lijnen gemeten.

De oppervlakteruwheid van de verschillende materialen heeft een grote variatie. Keramiek is het gladste (0,31  $\mu\text{m}$ ), daarna amalgaam, glazuur, dentine en PFC. Glasionomeer is ruwer en FRC is een stuk ruwer. Ribbond® FRC is het ruwste (2,33  $\mu\text{m}$ ) (zie figuur 4.31).

De *Streptococcus mutans* aanhechting werd gemeten op schijfjes die in water en in speeksel werden bewaard. Het speeksel werd bij 4 vrijwilligers met parafine gestimuleerd en verzameld. Het speeksel werd gecentrifugeerd, bewaard bij -70° en voor het experiment 1 op 5 verdund met een buffer met een pH van 7,4 (137 mH NaCl, 10 mM fosfaat en 2,7 mM KCl).

De *Streptococcus mutans* werden 16 uur anaeroob op kweekplaten gekweekt en daarna



Figuur 4.31: Gemiddelde Ra ( $\mu\text{m}$ ) waarden van de geteste materialen [46].

geogst. De schijfjes werden 30 minuten gepreïncubeerd met het speekselbuffermengsel, daarna 1x gespoeld met 50 ml fysiologische zoutoplossing, daarna in de testbuisjes met de *Streptococcus mutans* gedaan, die 30 minuten gerold werden en daarna 3x afgespoeld.

De bacteriën die nog op de schijfjes zaten werden er afgeschraapt, geschud, 2 dagen op groeiplaten gezet bij  $37^{\circ}\text{C}$  onder anaerobische omstandigheden. Het aantal kolonievormende units (CFU, colony forming units) is een maat voor de *Streptococcus mutans* aanhechting.

Alle restauratiematerialen hebben dezelfde *Streptococcus mutans* aanhechting, hoewel ze erg verschillen in oppervlakteruwheid. Er is dus geen verband tussen oppervlakteruwheid en *Streptococcus mutans* aanhechting. Alle schijven met speeksel hebben minder *Streptococcus mutans* (4,2 LOG CFU) dan de schijven met water (3,2 LOG CFU). Speeksel beperkt de aanhechting van *Streptococcus mutans* bacteriën.

Glazuur en dentine hebben een hogere *Streptococcus mutans* aanhechting dan de restauratiematerialen; (4,7 LOG CFU) i.p.v. (4,2 LOG CFU) in water en (3,9 LOG CFU) i.p.v. (3,2 LOG CFU) in speeksel. De adhesie van *Streptococcus mutans* bacteriën is afhankelijk van de vrije oppervlakte-energie en die is bij glazuur en dentine hoger. Glasvezels hebben een hogere vrije oppervlakte-energie, maar dat heeft in dit onderzoek geen invloed op de aanhechting van het aantal *Streptococcus mutans* bacteriën.

FRC is ruwer dan PFC, maar klinisch acceptabel. Aan FRC hechten niet meer *Streptococcus mutans* dan aan andere restauratiematerialen [46].



## Hoofdstuk 5

# Klinische evaluatie glasvezelversterkt composiet

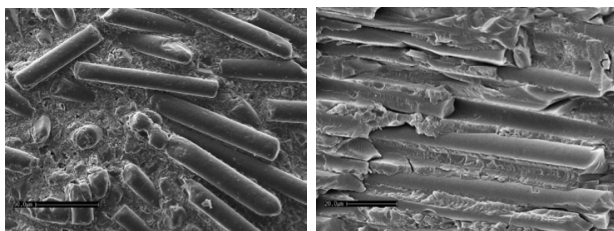
Om te onderzoeken of glasvezelversterkt composiet bruikbaar is in de praktijk, zijn naast materiaalstudies ook klinischestudies nodig. In de literatuur zijn slechts enkele klinische studies te vinden. Momenteel loopt er een langere klinische studie naar de levensduur en succespercentage in Leuven.

Garoushi et al. [19] deden een klinische pilotstudie van 12 maanden naar de klinische prestaties van FRC restauraties in posterieure tanden. Het onderzoek werd uitgevoerd in privé praktijken in Finland tussen januari 2009 en mei 2011. Alle onderzochte tanden waren in occlusie en hadden tenminste 1 contactpunt met de antagonist. Patiënten met erg slechte mondhygiëne, zwaar bruxisme en parodontale problemen werden uitgesloten van de studie.

Bij 35 volwassenen werden 37 restauraties gemaakt, 6 in premolaren en 31 in molaren. De meeste restauraties waren 2 of meer vlaks. De reden voor behandeling was bij 31% van de patiënten secundaire cariës, bij 29% vervangen van een oude restauratie en bij 40% een restauratie na een endodontische behandeling. De vullingen werden random verdeeld over een 1- en een 2-stap adhesief systeem. De vullingen werden door verschillende tandartsen gelegd volgens vooraf bepaalde procedures. Bij 84% van de tanden werd een bodemlaag met een flowable composiet gelegd onder de FRC. De FRC werd in laagjes aangebracht en uitgehard. Alle restauraties werden volledig bedekt met een laag (1 - 2mm) van hybride composiet (PFC) De articulatie werd gecontroleerd en de vullingen werden gepolijst (zie figuur 5.1).



Figuur 5.1: Plaatsen van de FRC restauratie met een bovenlaag van PFC [19].



Figuur 5.2: Vezels FRC, eerste 2 van N FRC en de laatste A FRC [52].

De tanden werden na 6 en 12 maanden geëvalueerd. Er zijn geen langere termijn resultaten in deze studie. Elke restauratie werd beoordeeld op criteria voor de randaanpassing, postoperatieve gevoeligheid, pulpale pijn en secundaire cariës. Er werden klinische en röntgenfoto's gebruikt. Na 12 maanden vertoonden 5 tanden een randlekkage, 1 patiënt had geringe pulpale pijn en postoperatieve gevoeligheid. Er waren geen restauraties met secundaire cariës of breuk. Uit dit onderzoek blijkt dat de klinische prestaties van FRC goed zijn als bulkvulmateriaal in posterieure tanden in gebieden met grote spanningen na een jaar [19].

Van Dijken et al. [52] onderzochten de klinische prestatie van FRC in klasse II caviteiten na 6 jaar. Aan het onderzoek namen 63 patiënten deel die in 87 tanden medium of grote klasse II vullingen kregen in premolaren en molaren. De vullingen werden geplaatst tussen januari 1997 en februari 1998. Alle restauraties waren vervangingen van amalgaamrestauraties die vervangen moesten worden vanwege secundaire cariës, breuk, esthetiek- en gezondheidsredenen. Er werden 2 soorten FRC gebruikt; Nulite F (N) en Alert (A).

De restauraties werden direct na het afwerken (=baseline), na 6 en 12 maanden en daarna jaarlijks gecontroleerd. Bij alle evaluaties werd het aantal gefaalde restauraties geteld en het faalpercentage bepaald. Van de 87 tanden vielen er 12 uit de studie (6N, 6A) door verhuizing en overlijden. Beide FRC's hadden een hoge oppervlakteruwheid die sterk toenam in de eerste evaluatieperiode.

Er waren 6 tanden met postoperatieve gevoeligheid. 14 restauraties faalden, N faalde significant vaker dan A: 9 N = 25% en 5 A = 12,8%.

Restauratiebreuk of knobbelbreuk trad in het begin en vanaf 2 jaar op. Secundaire cariës treed vanaf 4 jaar op. In deze studie trad de eerste 3 jaar weinig falen op, en faalden de meeste restauraties tussen 3 en 6 jaar en pas vanaf 4 jaar door cariës. Alle secundaire cariës op-één-na trad op bij patiënten met een hoog cariërisico.

Deze resultaten geven het belang van langetermijn klinische studies aan omdat het meeste falen van restauraties niet in het eerste jaar optreedt, maar pas later.

ADA richtlijnen tot 1996 voor aanvaarding van een materiaal waren een succespercentage van 90% in 4 jaar en vanaf 2001 zijn de ADA richtlijnen een succespercentage van 100% falen in 18 maanden. Volgens deze richtlijnen zou N afgekeurd worden en A goedgekeurd worden. Het overlevingspercentage van composiet na 5 jaar ligt tussen de 55% en 95%, een overleving van 84% na 5 jaar is acceptabel. A is dus acceptabel en N niet [52]. Waarschijnlijk scoort het A FRC slechter omdat de vezels in clusters bij elkaar liggen (zie figuur 5.2). Beide FRC's hebben vezels korter dan de kritische vezellengte.

## Hoofdstuk 6

# Toepassingen van glasvezelversterkt composiet

Omdat de meeste onderzoeken naar glasvezelversterkt composiet door één onderzoeksgroep zijn gedaan dat banden heeft met de fabrikant van random FRC: GC zijn de resultaten niet voor 100% betrouwbaar. Maar deze onderzoeken wijzen erop dat random FRC gunstige eigenschappen heeft zoals een hogere draagkracht, een grotere buigsterkte, een hogere taaigheid en vermoeiingssterkte en minder polymerisatiekrimp.

Door deze eigenschappen kan het mogelijk gebruikt worden in restauraties die een grote belasting moeten weerstaan zoals bijvoorbeeld grote restauraties, anterieure kroonopbouwen, posterieure restauraties, meerdere restauraties in één kwadrant, inlays en onlays. Hoewel het minder sterk is dan porselein zou het eventueel gebruikt kunnen worden voor kronen en bruggen.

Een glasvezelversterkte brug kan waarschijnlijk net zo goed met random FRC gemaakt worden als een PFC brug met een unidirectionele glasvezel onderstructuur.

Het gebruik van een glasvezelstift en of een onderstructuur van bidirectionele vezels draagt waarschijnlijk niet meer bij aan de sterkte van een random FCR restauratie maar geeft wel een gunstigere breukwijze.

Omdat random FRC een ruw oppervlak heeft door de vezels kan het voor de gladheid het beste afgedekt worden met een laag hybride composiet. Hierdoor is random FRC het waarschijnlijk het beste bruikbaar als bulk vulmateriaal.

# Hoofdstuk 7

## Samenvatting

Sinds de uitvinding van composiet in 1963 door Bowen [6] wordt het steeds meer toegepast vanwege de esthetiek en het vermogen het adhesief te kunnen verbinden aan dentine en glazuur.

Composiet restauraties falen vooral door secundaire cariës en breuk. Composiet krimpt bij het polymeriseren waardoor er randlekkage en krimpspanningen kunnen ontstaan. Door de randlekkage kan secundaire cariës ontstaan. Door de krimpspanningen kunnen de knobbels naar elkaar toe buigen en kunnen er barsten in de tand ontstaan.

Composiet is niet sterk genoeg in posterieure restauraties die grote belastingen moeten weerstaan, waardoor de restauraties en de tanden kunnen breken. Composiet is bros en kleine scheuren groeien snel uit tot een totale breuk.

De eigenschappen van composiet kunnen verbeterd worden door ze te versterken met glasvezels. De spanningen van de matrix worden overgedragen op de vezels, als de vezels goed verbonden zijn met de matrix en langer zijn dan de kritische vezellengte. Zijn de vezels korter, dan worden ze tijdens belasting losgetrokken uit de matrix door de schuifspanning. De kritische vezellengte voor random FRC ligt tussen de 0,5 en 1,6  $\mu\text{m}$ . De vezels zijn verbonden met de matrix d.m.v. de silaankoppelingsfactor.

De versterking van de vezels is afhankelijk van de richting van de vezels, de lengte en de volumefractie. De versterking is het grootst in de richting van de vezels. Unidirectionele FRC heeft een Krenchel versterkingsfactor van 1, bidirectionele FRC dat een 2D netwerk vormt heeft een Krenchel factor van 0,38 en random FRC heeft een Krenchel factor van 0,2. De versterking van random FRC is in alle richtingen hetzelfde. Random FRC is isotroop. De versterking neemt toe met de volumefractie van de vezels. Langere vezels versterken meer, tot de vezels zo lang worden dat ze in de orde van grootte van de restauratie zijn. Dan oriënteren ze zich deels naar de vorm van de restauratie.

De polymerisatiekrimp is afhankelijk van de oriëntatie en de richting van de vezels. De vezels krimpen niet; ze hebben soms zelfs een kleine expansie. De matrix tussen de vezels krimpt, waardoor unidirectionele FRC transversaal op de vezels krimpt.

De meeste eigenschappen van random FRC zijn onderzocht door het onderzoeksteam van prof. Pekka Vallettu in Turku, Finland dat nauwe banden heeft met de Finse firma Stick

Tech dat is opgekocht door GC. Hierdoor kan het onderzoek niet als 100% onafhankelijk worden beschouwd.

De resultaten wijzen erop dat random FRC gunstige eigenschappen heeft in vergelijking met hybride composiet: een hogere draagkracht, hogere buigsterkte, hogere breuktaaiheid, hogere vermoeiingssterkte, minder kruip en minder polymerisatiekrimp.

De translucentie van FRC moet worden opgedeeld in de bijdrage door de absorptie en de bijdrage door de verstrooiing. De verstrooiing en de absorptie zijn afhankelijk van de richting van de vezels. De absorptie is lager in de richting van de vezels en de verstrooiing is hoger loodrecht op de vezels. Hierdoor is de uithardingsdiepte met de vezels in de richting van de lichtbundel van de uithardingslamp groter.

FRC heeft een hogere waterabsorptie en een hogere wateroplosbaarheid dan composiet. De meeste eigenschappen van FRC en van PFC verslechteren door ze in water te bewaren en door thermocycling.

FRC heeft een ruw oppervlak waardoor het beste afgedekt kan worden met een oppervlakte laag van hybride composiet en is het dus bruikbaar als bulk vulmateriaal. Ondanks het ruwe oppervlak hechten er niet meer bacteriën aan.

FRC kan waarschijnlijk gebruikt worden voor posterieure restauraties, inlays, onlays, anterieure kroonopbouwen en eventueel zelfs voor kronen en glasvezelbruggen. Stiften en onderstructuren verstoren de FRC restauraties waarschijnlijk niet, maar beïnvloeden wel de breukwijze op een gunstige manier.

Er is weinig klinisch onderzoek gedaan naar random FRC, maar in de onderzoeken die gedaan zijn scoort het niet slechter dan composiet op overleving en falen door breuk en secundaire cariës.

Door het niet 100% onafhankelijke onderzoek en de beperkte klinische studies is er behoefte aan onafhankelijk onderzoek en meer klinische studies waaronder langlopende studies.

# Hoofdstuk 8

## Summary

Since the invention of composite in 1963 by Bowen [6] it is increasingly used because of the aesthetics and the ability to connect adhesively to dentin and enamel

Composite restorations fail mainly by secondary caries and fracture. Composite shrinks during the polymerization resulting in marginal leakage and shrinkage stresses. The marginal leakage can give rise to secondary caries.

The shrinkage stress can cause the cusps to bow to each other and there may appear be cracks in the tooth. Composite is not strong enough in posterior restorations that need to withstand large loads, making the restorations and teeth can break. Composite is brittle and small cracks grow rapidly into a total fracture.

The properties of composite can be improved by reinforcing it with glass fibers. The stress of the matrix are transferred to the fibers, if the fibers are properly connected to the matrix and are longer than the critical fiber length.

If the fibers are shorter than the critical fiber length, they are pulled out of the matrix during loading by the shear stress. The critical fiber length for random FRC is between 0.5 and 1.6  $\mu\text{m}$ . The fibers are connected to the matrix by the silane coupling factor.

The reinforcement of the fibers is dependent on the direction of the fibers, the length and the volume fraction. The reinforcement is the greatest in the direction of the fibers. Unidirectional FRC has a Krenchel reinforcement factor of 1, bidirectional FRC has a 2D network and a Krenchel factor of 0.38, and random FRC has a Krenchel factor of 0.2. The reinforcement of random FRC is the same in all directions. Random FRC is isotropic.

The reinforcement increases with the volume fraction of the fibers. Longer fibers reinforced more, until the fibers are so long that they are in the order of magnitude of the restoration. Then, they orientate to the shape of the restoration.

The polymerization shrinkage is dependent on the orientation and the direction of the fibers. The fibers do not shrink; sometimes they even have a small expansion. The matrix between the fiber shrinks, so that unidirectional FRC shrinks transversely to the fibers.

Most properties of random FRC have been investigated by the research team of Professor

Pekka Vallettu, Turku, Finland which has close links with the Finnish company Stick Tech that has been bought by GC. As a result, the research can not be considered to be 100%. Independent.

and less creep than composite. FRC has less polymerization shrinkage, a greater shrinkage stress, a slightly higher degree of polymerization, a slightly lower microhardness and the curing depth is comparable to that of other bulk restoration materials.

The results indicate that random FRC has favorable properties in comparison with hybrid composite: a higher load bearing capacity, higher flexural strength, higher fracture toughness, higher fatigue strength, less creep and less polymerization shrinkage.

The translucency of FRC should be divided into the contributions from the absorption and the contribution by the scattering. The scattering and absorption are dependent on the direction of the fibers. The absorption is lower in the direction of the fibers and the scattering is higher perpendicular to the fibers. As a result, the depth of cure with the fibers in the direction of the light beam of the curing light is increased.

FRC has a higher water absorption and a higher water solubility than composite. Most properties of FRC and PFC deteriorate by storing them in water and by thermocycling.

FRC has a rough surface, so it can best be covered with a surface layer of hybrid composite when used, and it is therefore useful as a bulk filler material. Despite the rough surface there does not adhere more bacteria and to it.

FRC can probably be used for posterior restorations, inlays, onlays, anterior crown buildups and possibly even for crowns and fiber reinforced bridges. Posts and substructures does probably not reinforced the FRC restorations and crowns but influences the failure mode in a favorable way.

There is little clinical research on random FRC, but in the studies that have been done scores no worse than composite in survival and failure by fracture and secondary caries.

Because of the not 100% independent research and limited clinical studies there is a need for independent research and more clinical trials including long-term studies.

# Bibliografie

- [1] E Asmussen and A Peutzfeldt. Influence of uedma bisgma and tegdma on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater*, 14(1):51–56, Jan 1998.
- [2] Emine Goncu Basaran, Emrah Ayna, Pekka K Vallittu, and Lippo V J Lassila. Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin cad/cam-fabricated fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*, 109(2):88–94, Feb 2013.
- [3] Mario Bernardo, Henrique Luis, Michael D Martin, Brian G Leroux, Tessa Rue, Jorge Leitao, and Timothy A DeRouen. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc*, 138(6):775–783, Jun 2007.
- [4] Jasmina Bijelic, Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V.J. Lassila. Fracture load of tooth restored with fiber post and experimental short fiber composite. *The Open Dentistry Journal*, 5:58–65, 2011.
- [5] Jasmina Bijelic, Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V.J. Lassila. Short fiber reinforced composite in restoring severely damaged incisors. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71:1221–1231, 2013.
- [6] R L BOWEN. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*, 66:57–64, Jan 1963.
- [7] M S Cenci, T Pereira-Cenci, J A Cury, and J M Ten Cate. Relationship between gap size and dentine secondary caries formation assessed in a microcosm biofilm model. *Caries Res*, 43(2):97–102, 2009.
- [8] William M Chirdon, William J O’Brien, and Richard E Robertson. Diffuse reflectance of short-fiber-reinforced composites aligned by an electric field. *Dent Mater*, 22(1):57–62, Jan 2006.
- [9] William M Chirdon, William J O’Brien, and Richard E Robertson. Fraunhofer diffraction of short-fiber-reinforced composites aligned by an electric field. *Dent Mater*, 22(2):107–111, Feb 2006.
- [10] C L Davidson and A J Feilzer. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent*, 25(6):435–440, Nov 1997.
- [11] A.J. de Gee, J.R. Bausch, and C. de Lange. Proefschriften 25 jaar na dato 17 tandheelkundige composieten. *Ned Tijdschr Tandheelkd*, 114:504–509, 2007.



- [12] Flavio F Demarco, Marcos B Correa, Maximiliano S Cenci, Rafael R Moraes, and Niek J M Opdam. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*, 28(1):87–101, Jan 2012.
- [13] J L Ferracane. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 6(4):302–318, 1995.
- [14] Jack L Ferracane. Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater*, 21(1):36–42, Jan 2005.
- [15] Jack L Ferracane. Resin composite—state of the art. *Dent Mater*, 27(1):29–38, Jan 2011.
- [16] S.-Y. Fu, B. Lauke, E. Ma der, C.-Y. Yue, and X. Hu. Tensile properties of short-glass-fiber- and short-carbon-fiber-reinforced polypropylene composites. *Composites: Part A*, 31:1117–1125, 2000.
- [17] Shao-Yun Fu and Bernd Lauke. Effects of fiber length and fiber orientation distributions on the tensile strength of short-fiber-reinforced polymers. *Composite Science and Technology*, 56:1179–1190, Mei 1996.
- [18] S.Y. Fu, B. Lauke, E. Mäder, X. Hu, and C.Y. Yu. Fracture resistance of short-glass-fiber-reinforced and short-carbon-fiber-reinforced polypropylene under charpy impact load and its dependence on processing. *Journal of Materials Processing Technology*, 89-90:501–507, 1999.
- [19] S. Garoushi, J. Tanner, PK. Vallittu, and L. Lassila. Preliminary clinical evaluation of short fiber-reinforced composite resin in posterior teeth: 12-months report. *The Open Dentistry Journal*, 6:41–45, 2012.
- [20] Sufyan Garoushi, Muhammad Kaleem, Akikazu Shinya, Pekka K Vallittu, Julian D Satterthwaite, David C Watts, and Lippo V J Lassila. Creep of experimental short fiber-reinforced composite resin. *Dent Mater J*, 31(5):737–741, 2012.
- [21] Sufyan Garoushi, Pekka K.Vallittu, and Lippo V.J. Lassila. Effect of particulate nanofillers on the surface microhardness of glass-fibre-reinforced filling composite resin. *The Chinese Journal of Dental Research*, 11(1):20–24, 2008.
- [22] Sufyan Garoushi, Lippo V. J. Lassila, and Pekka K. Vallittu. The effect of span length of flexural testing on properties of short fiber reinforced composite. *J Mater Sci: Mater Med*, 23:325–328, November 2012.
- [23] Sufyan Garoushi, Lippo V.J. Lassila, Arzu Tezvergil, and Pekka K. Vallittu. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. *Journal of Dentistry*, 34:179–184, 2006.
- [24] Sufyan Garoushi, Lippo V.J. Lassila, Arzu Tezvergil, and Pekka K. Vallittu. Static and fatigue compression test for particulate filler composite resin with fiber-reinforced composite substructure. *dental materials*, 23:17–23, November 2007.
- [25] Sufyan Garoushi, Enas Mangoush, Pekka Vallittu, and Lippo Lassila. Short fiber reinforced composite: a new alternative for direct onlay restorations. *The Open Dentistry Journal*, 7:181–185, 2013.

- [26] Sufyan Garoushi, Eija Säilynoja, Pekka K. Vallittu, and Lippo Lassila. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *dental materials*, 29:835–841, April 2013.
- [27] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V. J. Lassila. Depth of cure and surface microhardness of experimental short fiber-reinforced composite. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66:38–42, 2008.
- [28] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V. J. Lassila. Continuous and short fiber reinforced composite in root post-core system of severely damaged incisors. *Open Dent J*, 3:36–41, 2009.
- [29] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V. J. Lassila. Fracture toughness, compressive strength and load-bearing capacity of short glass fibre-reinforced composite resin. *The Chinese Journal of Dental Research*, 14(1):15–19, 2011.
- [30] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V.J. Lassila. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. *journal of dentistry*, 35:731–736, Mei 2007.
- [31] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V.J. Lassila. Fracture resistance of short, randomly oriented, glass fiber-reinforced composite premolar crowns. *Acta Materialia Inc*, pages 779–784, Februari 2007.
- [32] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V.J. Lassila. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *dental materials*, 23:1356–1362, November 2007.
- [33] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, and Lippo V.J. Lassila. Use of short fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix in fixed partial dentures. *journal of dentistry*, 35:403–408, 2007.
- [34] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, David C. Wattsb, and Lippo V.J. Lassila. Effect of nanofiller fractions and temperature on polymerization shrinkage on glass fiber reinforced filling material. *dental materials*, 24:606–610, December 2008.
- [35] Sufyan Garoushi, Pekka K. Vallittu, David C. Wattsb, and Lippo V.J. Lassila. Polymerization shrinkage of experimental short glass fiber-reinforced composite with semi-inter penetrating polymer network matrix. *dental materials*, 24:211–215, April 2008.
- [36] Sufyan K Garoushi, Lippo V J Lassila, Arzu Tezvergil, and Pekka K Vallittu. Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration and flexural properties of the material. *J Contemp Dent Pract*, 7(4):1–8, Sep 2006.
- [37] Sufyan K. Garoushi, Lippo V. J. Lassila, and Pekka K. Vallittu. Fiber-reinforced composite substructure: Load-bearing capacity of an onlay restoration. *Acta Odontologica Scandinavica*, 64:281–285, 2006.
- [38] Sufyan K Garoushi, Lippo V J Lassila, and Pekka K Vallittu. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemp Dent Pract*, 7(5):10–17, Nov 2006.

- [39] Sufyan K Garoushi, Lippo V J Lassila, and Pekka K Vallittu. Fatigue strength of fragmented incisal edges restored with a fiber reinforced restorative material. *J Contemp Dent Pract*, 8(2):9–16, 2007.
- [40] Sufyan K. Garoushi, Lippo V.J. Lassila, Lippo V.J. Lassila, and Pekka K. Vallittu. Direct composite resin restoration of an anterior tooth: Effect of fiber-reinforced composite substructure. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent*, 15, 2007.
- [41] Sufyan K Garoushi, Pekka K Vallittu, and Lippo V J Lassila. Short glass fiber-reinforced composite with a semi-interpenetrating polymer network matrix for temporary crowns and bridges. *J Contemp Dent Pract*, 9(1):14–21, 2008.
- [42] Ronald F. Gibson. *Principles of Composite Material Mechanics*. McGraw-Hill, Inc., third edition edition, 1994.
- [43] Francis A. Jenkins and Harvey E. White. *Fundamentals of Optics*. McGraw-Hill, Inc., fourth edition edition, 1976.
- [44] Filip Keulemansa, Prem Palava, Moustafa M.N. Abousheliba, Andy van Dalena, Cornelis J. Kleverlaana, and Albert J. Feilzera. Fracture strength and fatigue resistance of dental resin-based composites. *dental materials*, 25:1433–1441, juni 2009.
- [45] L V J Lassila, T Nohrstrom, and P K Vallittu. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials*, 23(10):2221–2229, May 2002.
- [46] Lippo V.J. Lassila, Sufyan Garoushi, Johanna Tanner, Pekka K. Vallittu, and Eva Söderling. Adherence of streptococcus mutans to fiber-reinforced filling composite and conventional restorative materials. *The Open Dentistry Journal*, 3:227–232, 2009.
- [47] Luciene Goncalves Palmeira Moraes, Renata Sanches Ferreira Rocha, Livia Maluf Menegazzo, Eudes Borges de Araujo, Keizo Yukimito, and Joao Carlos Silos Moraes. Infrared spectroscopy: a tool for determination of the degree of conversion in dental composites. *J Appl Oral Sci*, 16(2):145–149, Mar-Apr 2008.
- [48] David C. Sarrett. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dental Materials*, 21:9–20, 2005.
- [49] A. Tezvergil, L.V.J. Lassila, and P.K. Vallittu. The effect of fiber orientation on the polymerization shrinkage strain of fiber-reinforced composites. *Dental Materials*, 22:610–616, 2006.
- [50] C P Turssi, J L Ferracane, and K Vogel. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials*, 26(24):4932–4937, Aug 2005.
- [51] Pekka K. Vallittu. Interpenetrating polymer networks (ipns) in dental polymers and composites. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 23:961–972, 2009.
- [52] Jan W.V. van Dijkena and Karin Sunnegårdh-Grönberg. Fiber-reinforced packable resin composites in class ii cavities. *journal of dentistry*, 34:763–769, februari 2006.

- [53] J-P Van Nieuwenhuysen, W D'Hoore, J Carvalho, and V Qvist. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent*, 31(6):395–405, Aug 2003.
- [54] Meng Zhang, Jukka Pekka, and Matinlinna. E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon*, 4:73–78, 2012.