

Academiejaar 2013 - 2014

Nd:YAG laser in de restauratieve tandheelkunde

Tatiana Calle

Promotor: Prof. dr. Roeland De Moor

Begeleider: dr. Filip Keulemans

Masterproef voorgedragen in de tweede master in het kader van de opleiding tot
TANDARTS

Academiejaar 2013 - 2014

Nd:YAG laser in de restauratieve tandheelkunde

Tatiana Calle

Promotor: Prof. dr. Roeland De Moor

Begeleider: dr. Filip Keulemans

Masterproef voorgedragen in de tweede master in het kader van de opleiding tot
TANDARTS

De auteur en promotor geven de toelating deze masterproef voor consultatie beschikbaar te stellen en delen ervan te kopiëren voor persoonlijk gebruik. Elk ander gebruik valt onder de beperkingen van het auteursrecht, in het bijzonder met betrekking tot de verplichting uitdrukkelijk de bron te vermelden bij het aanhalen van de resultaten uit deze masterproef.

Datum

Auteur
Tatiana Calle

Promotor
Prof. dr. R. De Moor

VOORWOORD

Bij het krijgen van de lijst met masterproefonderwerpen was mijn keuze meteen duidelijk: een werk over lasers. Mijn kennis rond lasers was op dat moment zeer minimaal, om niet te moeten zeggen nihil. Toch was ik geboeid om er meer over te weten te komen. Welke toekomst bieden lasers in de tandheelkundige praktijk? Hoe kunnen ze verantwoord gebruikt worden? Welke laser is geschikt? Hoeveel is er reeds gekend over hun gebruik? Ik had tal van vragen waar ik geen antwoord op wist. Met deze masterproef stelde ik mezelf voor de uitdaging om meer te weten te komen over dit intrigerende onderwerp. Daarbij heb ik de hulp ingeschakeld van enkele mensen die ik in dit voorwoord specifiek zou willen bedanken.

In het bijzonder wil ik Prof. dr. R. De Moor bedanken voor het aanreiken van dit masterproefonderwerp, het vrijmaken van kostbare tijd voor het kritisch nalezen van deze masterproef en het doorspelen van waardevolle artikels, tips en andere verdienstelijke informatie. Dankzij zijn feedback ben ik in staat geweest om deze masterproef omvang en vorm te geven.

Op Dentex 2012 ontmoette ik Geert De Campeneere van de firma 'High Tech Laser'. Na een didactisch gesprek werd me al snel duidelijk dat ik het juiste thesisonderwerp gekozen had. Bovendien bood hij mij nuttige artikels en leerrijke informatie aan die ik kon gebruiken bij het schrijven van mijn masterproef; waarvoor dank.

Daarnaast richt ik een groot woord van dank aan mijn ouders om mij steeds in raad en daad bij te staan tijdens mijn opleiding tot algemeen tandarts. Zonder hun morele en financiële steun was die niet mogelijk geweest.

Tot slot wil ik naast de mensen die rechtstreeks een bijdrage geleverd hebben aan deze masterproef ook mijn vrienden en kennissen bedanken, op wie ik stevast kon rekenen tijdens de afgelopen periode.

Ik ben ervan overtuigd dat de veelzijdige kennis die ik verworven heb door het uitwerken van deze masterproef nog van pas zal komen in mijn verdere carrière. Met een positief gevoel kan ik terugblikken op de tijd waarin deze masterproef tot stand werd gebracht.

INHOUD

VOORWOORD

INHOUD

LIJST MET GEBRUIKTE AFKORTINGEN

ABSTRACT

REFERENTIES

BIJLAGE

1. INLEIDING	2
1.1. Het begrip restauratieve tandheelkunde.....	2
1.2. Wat is een laser?	3
1.3. Eigenschappen van laserlicht	4
1.3.1. Golflengte.....	4
1.3.2. Emissiekenmerken	4
1.3.2.1. Evenwijdigheid van de stralingsbundel	4
1.3.2.2. Vermogen	5
1.3.2.3. Vermogendensiteit en energiedensiteit.....	5
1.3.2.4. Overdracht van laserlicht	5
1.3.2.5. Contact mode en non-contact mode	5
1.3.2.6. Continue lasers en gepulste lasers	6
1.3.2.7. Frequentieverdubbeling.....	7
1.4. Het effect van laserstraling op weefsel.....	7
1.4.1. Verstrooiing.....	7
1.4.2. Reflectie en fluorescentie	7
1.4.3. Absorptie en transmissie.....	8
1.4.3.1. Fotochemische interactie	9
1.4.3.2. Fotothermische interactie	9
1.4.3.3. Ablatie.....	10
1.4.3.4. Elektromechanische interactie.....	10
1.5. Low level laser (LLL).....	10
1.5.1. Fotobiostimulatie	11
1.5.2. Uitharding van composiet.....	11

1.5.3.	Cariësdetectie.....	11
1.5.4.	Fotogeeactiveerde desinfectie of antibacteriële fotodynamische therapie.....	11
1.5.5.	Laser scanning	11
1.6.	De verschillende lasertypes en hun toepassingen in de tandheelkunde.....	12
1.7.	Veiligheid	14
1.7.1.	Schadelijke effecten	14
1.7.1.1.	Huidschade	15
1.7.1.2.	Oogschade	15
1.7.1.3.	Infectie.....	15
1.7.2.	Blootstellingslimiet en gevarenaafstand.....	15
1.7.3.	Beschermingsmaatregelen.....	17
2.	DOELSTELLING	18
3.	METHODOLOGIE	19
4.	RESULTATEN EN DISCUSSIE.....	20
4.1.	Cariëspreventie	20
4.1.1.	Inleiding.....	20
4.1.2.	Verklaring voor het cariëspreventief effect van de Nd:YAG laser	20
4.1.2.1.	Het gebruik van de Nd:YAG laser (zonder fluoride)	20
4.1.2.2.	Het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser en fluoride.....	21
4.1.3.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.	21
4.1.4.	Conclusie	26
4.2.	Verwijderen van carieus tandweefsel en caviteitspreparatie.....	26
4.2.1.	Inleiding.....	26
4.2.2.	Verklaring voor het ablatieve effect van de Nd:YAG laser	27
4.2.3.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.	27
4.2.4.	Conclusie	31
4.3.	Schadelijke effecten op de pulpa	31
4.3.1.	Thermisch effect op de pulpa	31
4.3.2.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.	32
4.3.3.	Conclusie	34
4.4.	Verwijderen van composiet	35
4.5.	Hechting aan tandweefsel.....	35
4.5.1.	Hechting aan glazuur.....	35
4.5.1.1.	Inleiding	35

4.5.1.2.	De invloed van de Nd:YAG laser op de hechting aan glazuur	36
4.5.1.3.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.....	36
4.5.1.4.	Conclusie.....	38
4.5.2.	Hechting aan dentine	38
4.5.2.1.	Inleiding	38
4.5.2.2.	De invloed van de Nd:YAG laser op de hechting aan dentine.....	38
4.5.2.3.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.....	40
4.5.2.4.	Conclusie.....	44
4.6.	Hechting van kunsthars aan tandheelkundig keramiek	44
4.6.1.	Hechting van kunsthars aan veldspaatporselein	44
4.6.1.1.	Inleiding	44
4.6.1.2.	De invloed van de Nd:YAG laser op de hechting van KH aan veldspaatporselein	45
4.6.1.3.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.....	45
4.6.1.4.	Conclusie.....	47
4.6.2.	Hechting van kunsthars aan oxidekeramiek	47
4.6.2.1.	Inleiding	47
4.6.2.2.	De invloed van de Nd:YAG laser op de hechting van kunsthars aan oxidekeramiek	48
4.6.2.3.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.....	49
4.6.2.4.	Conclusie.....	52
4.7.	Dentineovergevoeligheid	52
4.7.1.	Inleiding.....	52
4.7.2.	Verklaring voor het effect van de Nd:YAG laser op dentineovergevoeligheid	53
4.7.3.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.	54
4.7.4.	Conclusie	56
4.8.	Bleaching	56
4.8.1.	Inleiding.....	56
4.8.2.	Het mechanisme achter bleaching en de invloed van de Nd:YAG laser op bleaching...	57
4.8.3.	De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken.	57
4.8.4.	Conclusie	58
4.9.	Gingivaretractie.....	59

4.9.1.	Inleiding.....	59
4.9.2.	Het gebruik van de Nd:YAG laser voor gingivaretractie.....	59
5.	CONCLUSIE	60

LIJST MET GEBRUIKTE AFKORTINGEN

APF: aangezuurde fluoridegel (acidulated phosphate fluoride)
aPDT: antibacteriële fotodynamische therapie (antibacterial photodynamic therapy)
CAD/CAM: Computer-aided design/Computer-aided manufacturing
CHA: carbonaathydroxylapatiet (dentine-apatiet)
DA: desensitizing agents
DH: dentineovergevoeligheid (dentinal hypersensitivity)
ED: energiedensiteit
Er,Cr:YAG laser: Erbium, Chroom:Yttrium-Aluminium-Granaat laser
Er,Cr:YSGG laser: Erbium, Chroom:Yttrium-Scandium-Gallium-Granaat laser
Er:YAG laser: Erbium-doped:Yttrium-Aluminium-Granaat laser
Er:YSGG laser: Erbium:Yttrium-Scandium-Gallium-Granaat laser
FA: fluorapatiet $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$
FV: fluoridevernis
GIC: glasionomeercement
HA: hydroxylapatiet $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$
He-Ne laser: Helium-Neon laser
HF: waterstoffluoride
Ho:YAG laser: Holmium:Yttrium-Aluminium-Granaat laser
Ho:YSGG: Holmium:Yttrium-Scandium-Gallium-Granaat laser
J: Joule
KH: kunsthars
KTP laser: Kalium-Titanyl-Fosfaat laser
LLL: low level laser
LLLT: low level laser therapie
Nd:YAG laser: Neodymium:Yttrium-Aluminium-Granaat laser
Nd:YAP laser: Neodymium:Yttrium-Aluminium-Perovskiet laser
mW: milliWatt
10-MDP: 10-methacryloyloxydecyl dihydrogeen fosfaat
4-META: 4-methacryloyloxyethyl trimellitaat anhydride
PAD: fotogeeactiveerde desinfectie (photoactivated disinfection)
PDT: fotodynamische therapie (photodynamic therapy)
RCT: randomized clinical trial
TMJDs: temporomandibulaire gewrichtsstoornissen (temporomandibular joint dysfunctions)
QLF: kwantitatieve licht-geïnduceerde fluorescentie (quantitative light-induced fluorescence)
UV: ultraviolet
VD: vermogendensiteit
W: Watt
Y-TZP: yttrium-gestabiliseerd tetragonaal zirconia (yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals)

ABSTRACT

1. Doelstelling

Deze masterproef heeft als doel de lezer kennis te laten maken met de wereld van dentale lasers. In het bijzonder wordt het gebruik van de Nd:YAG laser in de restauratieve tandheelkunde nader besproken.

2. Methodologie

Voor het schrijven van de inleiding van deze masterproef werd er beroep gedaan op de Nederlandstalige reeks artikels 'Lasers in de tandheelkunde 1-9' uit het Nederlands Tijdschrift voor Tandheelkunde (NTvT - 2002), de Engelstalige reeks 'Lasers in dentistry' van S. Parker uit de British Dental Journal (2007), het boek 'Oral Laser Application' van A. Moritz (2006) en meerdere artikels uit The Dental Clinics of Nord America – specifieke themanummers rond lasers in de tandheelkunde (2004 en 2010). Daarnaast werd ook gebruik gemaakt van de zoekmachine 'Google'.

Voor de uiteenzetting van de resultaten en discussie van dit literatuuronderzoek werden de elektronische database 'Pubmed' en in mindere mate de 'Cochrane Database' en 'Science Direct' geraadpleegd. De zoekopdracht werd beperkt tot 'Humans' en er werden enkel Engelstalige 'in vitro' en 'in vivo' studies geselecteerd.

3. Resultaten en discussie

Er zijn verschillende lasers op de markt waaronder de Nd:YAG laser met een golflengte van 1064 nm. De golflengte van de gebruikte laser moet zoveel mogelijk overeenstemmen met de absorptiekenmerken van het bestraalde weefsel om een optimaal effect te kunnen bekomen. Nd:YAG laserlicht wordt niet goed geabsorbeerd door glazuur of dentine, waardoor het gebruik van de Nd:YAG laser binnen de restauratieve tandheelkunde in vraag gesteld kan worden. Toch is er heel wat onderzoek verricht naar het gebruik van de Nd:YAG laser bij cariëspreventie, cariësverwijdering en caviteitspreparatie, verwijdering van oude restauratiematerialen, hechting aan tandweefsel, hechting aan tandheelkundig keramiek, dentineovergevoeligheid, bleaching en gingivaretractie.

4. Conclusie

De Nd:YAG laser is niet de meest geschikte laser binnen de restauratieve tandheelkunde omwille van de beperkte absorptie van het Nd:YAG laserlicht door tandweefsel. Bestraling met de Nd:YAG laser resulteert in een groot risico op irreversibele pulpaschade.

1. INLEIDING

1.1. Het begrip restauratieve tandheelkunde

Het begrip restauratieve tandheelkunde is een zeer ruim begrip. De restauratieve tandheelkunde legt zich hoofdzakelijk toe op de harde tandweefsels.

Hierbij wordt in eerste instantie gedacht aan cariëspreventie. De preventieve tandheelkunde wordt niet steeds onder het begrip restauratieve tandheelkunde gerekend. Toch zal de relatie tussen de Nd:YAG laser en de preventieve tandheelkunde in deze masterproef besproken worden.

Wanneer deze preventie tekort schiet, ontstaat er cariës. Na cariësdiagnostiek wordt er overgegaan tot het herstel van het verloren gegane tandmateriaal. Dit herstel kan gebeuren aan de hand van directe restauraties (vullingen) of door middel van indirecte restauraties.

Bij de directe restauraties kan het gebruik van plastisch vulmateriaal ingedeeld worden in 2 groepen. Ten eerste de conventionele restauratie waarbij vooral beroep gedaan wordt op mechanische retentie. De klassieke amalgaamvullingen vallen onder deze categorie. Ten tweede de adhesieve restauraties waarbij er gehecht wordt aan het tandweefsel. Hiertoe behoren de veel gebruikte composieten, maar ook compomeren en glasionomeren.

Indirecte restauraties worden in tegenstelling tot directe restauraties buiten de mond gemaakt. Dit gebeurt veelal in een tandtechnisch labo al dan niet met behulp van CAD/CAM technieken. Er wordt een onderscheid gemaakt tussen veneersystemen in kunststof of porselein, inlays en onlays uit indirect composiet of porselein, partiële kronen zoals $\frac{3}{4}$ kronen, $\frac{4}{5}$ kronen en pinledge kronen uit metaal (goud), de gegoten stiftopbouw en volledige kronen en bruggen uit metaal en/of porselein. Kroon- en brugwerk kan ingedeeld worden in 3 groepen: adhesieve restauraties, conventionele restauraties en brugwerk op implantaten. Bij de adhesieve restauraties wordt er indien mogelijk enkel geprepareerd in het glazuur om zo een maximaal hechtingsoppervlak aan glazuur te bekomen. Bij conventioneel kroon- en brugwerk wordt er meer tandmateriaal opgeofferd.

Zowel bij het restaureren door middel van directe restauraties als door middel van indirecte restauraties wordt er aandacht besteed aan de modificatie van het tandoppervlak en aan de modificatie van de gebruikte materialen om zo een betere hechting te verkrijgen.

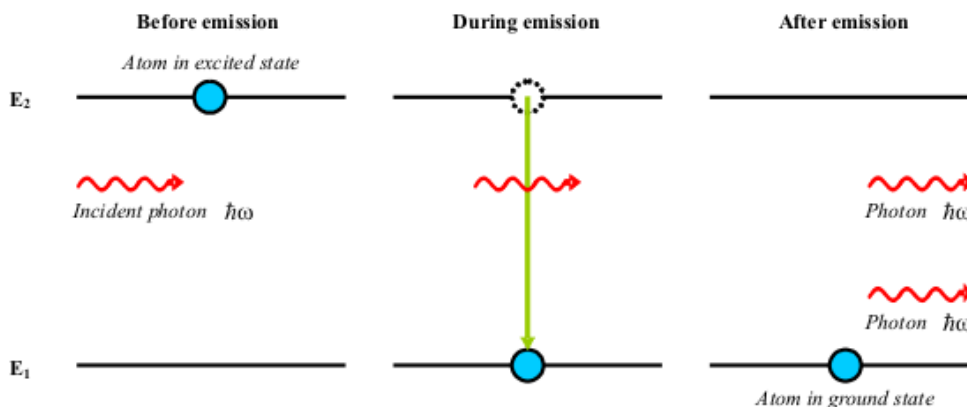
Wanneer een restauratie niet meer voldoet aan de eisen, moet er overgegaan worden tot de vervanging ervan. De relatie tussen de Nd:YAG laser en het wegnemen van oude restauraties zal ook in deze masterproef aan bod komen.

Restauratieve tandheelkunde is niet steeds volledig los te koppelen van andere disciplines binnen de tandheelkunde, zoals esthetische tandheelkunde, parodontologie, endodontie en prothetiek. Zo kan de vraag gesteld worden of begrippen zoals bleaching, gingivaretractie, tandhalsovergevoeligheid en wortelkanaalbehandelingen ook tot de restauratieve tandheelkunde behoren. In deze masterproef zal de relatie tussen de Nd:YAG laser en de endodontie niet besproken worden.

1.2. Wat is een laser?

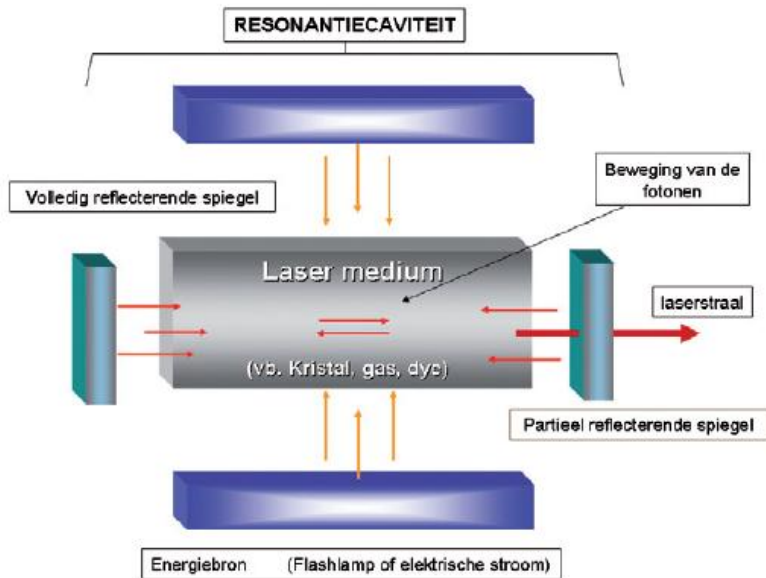
Het woord 'laser' is een acroniem voor 'light amplification by stimulated emission of radiation'. Elektromagnetische straling (licht) wordt opgewekt en selectief versterkt.¹

Volgens de wet van Planck kan een deeltje dat een zekere energie bezit, op een hoger energieniveau gebracht worden door middel van een uitwendige bron. Deze nieuwe energietoestand is niet stabiel, waardoor het deeltje na enige tijd spontaan zal terugkeren naar zijn oorspronkelijke energietoestand (spontane emissie). Hierbij komt er een hoeveelheid energie vrij onder de vorm van een straling, namelijk een foton. Dit foton kan een ander elektron dat zich in een hogere energietoestand bevindt, dwingen terug te vallen naar zijn grondtoestand vooraleer er spontane emissie kan plaatsvinden. Dit is gestimuleerde emissie (Figuur 1).²⁴ Het foton gaat in dezelfde richting door en het elektron dat gedwongen werd terug te vallen, zal ook een foton uitzenden dat dezelfde frequentie en richting heeft als het foton dat de aanleiding gaf. Deze 2 fotonen kunnen op hun beurt hetzelfde mechanisme in gang zetten waarbij geëxciteerde deeltjes gedwongen worden hun opgeslagen energie vrij te geven. Er zal bijgevolg constant fotonvermenigvuldiging plaatsvinden. Dit wordt de 'fotonen ketenreactie' genoemd.¹¹ De fotonen hebben exact dezelfde golflengte en verplaatsen zich in exact dezelfde richting.² Laserlicht is monochromatisch, coherent (de golven verlopen in fase met elkaar) en gecollimeerd (de golven hebben een parallel verloop).¹ Het geheel wordt nog meer gestimuleerd door de fotonen tussen twee spiegels heen en weer te laten kaatsen om de kans te vergroten een nieuw foton te scheppen. Eén van de spiegels is 100 % reflecterend; de andere laat een kleine fractie van fotonen door. Deze bundel vormt de laserstraal.¹¹



Figuur 1: Gestimuleerde emissie

Een laser bestaat dus uit twee spiegels met een tussenstof (Figuur 2). Aan de tussenstof wordt energie in een geschikte vorm toegevoegd. Dit kan aan de hand van elektrische stroom, een flitslamp of zelfs met een andere laser. Het medium kan een gas, een vloeistof, een kristal of een halfgeleider zijn en bepaalt de golflengte die de laser uitzendt.^{10, 11} Bij een vaste tussenstof wordt dikwijls gebruik gemaakt van een kristal verrijkt met de actieve stof. YAG (Yttrium-Aluminium-Granaat) is een voorbeeld van zo'n kristal dat met actieve stoffen verrijkt kan worden. Dit is het geval bij bijvoorbeeld Erbium:YAG lasers en Neodymium:YAG lasers.^{10,1,2,3}



Figuur 2: De resonantiecaviteit van een laser

1.3. Eigenschappen van laserlicht

1.3.1. Golflengte

Laserlicht stemt in tegenstelling tot gewoon licht slechts overeen met één golflengte (of een zeer smalle band in het elektromagnetisch spectrum). Binnen het elektromagnetisch spectrum wordt er van ultraviolet gesproken bij een golflengte die kleiner is dan 400 nm, van zichtbaar licht bij een golflengte tussen 400 nm en 700 nm, en van infrarood bij golflengten groter dan 700 nm.³ De golflengte is typerend voor het type laser en hangt af van het gebruikte materiaal in de resonantiecaviteit van de laser.

1.3.2. Emissiekenmerken

1.3.2.1. Evenwijdigheid van de stralingsbundel

De meest opvallende eigenschap van laserlicht is de evenwijdigheid van de stralingsbundel. De divergentie van het laserlicht is zeer klein. Dit heeft verschillende oorzaken. Zo is de opening van de laser zeer klein en worden de fotonen eerst een aantal malen weerkaatst tussen twee evenwijdige spiegels.² Omdat de bundel evenwijdig is, kan deze met een eenvoudige lens worden gebundeld tot een heel klein vlekje, in het brandpunt van die lens. Als er ter hoogte van dat brandpunt een glasvezel (fiber) geplaatst wordt, dan gaat al het licht die fiber in en komt het er aan de andere kant weer uit. Op die manier kan alle straling worden getransporteerd naar de gewenste plaats.³

1.3.2.2. Vermogen

De term 'vermogen' dient in de context van de laser op een andere manier geïnterpreteerd te worden dan bij gewoon licht. Bij een gloeilamp bijvoorbeeld slaat het aantal Watt op het vermogen dat nodig is om de lamp te laten branden. Dit komt overeen met het vermogen dat aan het elektriciteitsnet wordt onttrokken. Bij de laser slaat het opgegeven vermogen op de hoeveelheid geproduceerd licht per seconde. Het uitgezonden vermogen is van groot belang voor het doel waarvoor de laser gebruikt zal worden. Het wordt uitgedrukt in Watt en is afhankelijk van het type laser. Wanneer dit vermogen geabsorbeerd wordt, wordt het o.a. omgezet in warmte.³

1.3.2.3. Vermogendensiteit en energiedensiteit

De hoeveelheid straling die een oppervlak treft, wordt uitgedrukt in W/cm^2 ('power density' of vermogendensiteit VD).

Wanneer bij de VD de duur van de bestraling in seconden betrokken wordt, dan is er sprake van 'energy density' of energiedensiteit (ED) (J/cm^2). Een ultrakorte puls (nanoseconden) en een zeer hoge VD veroorzaken een heel ander effect dan een continue bundel met een zeer lage VD. De energiedensiteit van beide bestralingen kan nochtans wel gelijk zijn.¹

1.3.2.4. Overdracht van laserlicht

De overdracht van laserlicht van de resonantiecaviteit van de laser naar de mondholte kan op verschillende manieren gebeuren, afhankelijk van de gekozen golflengte.

Bij lasers met een golflengte korter dan 2500 nm, zoals de Nd:YAG laser, wordt er gebruik gemaakt van een optische vezel. Meestal is dit een glasvezel (fiber). De diameter van de glasvezel kan variëren.^{11, 32}

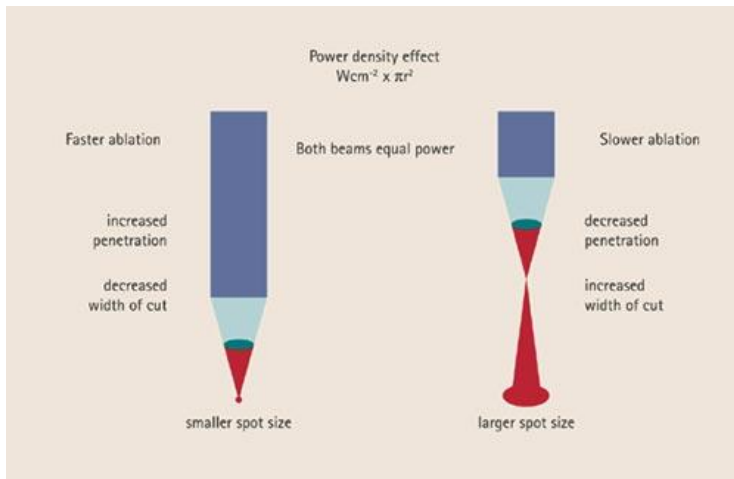
Bij lasers met een langere golflengte, zoals de Er:YAG laser, leidt transport doorheen een glasvezel tot groot vermogenverlies, waardoor er nood is aan andere transportsystemen zoals een holle golfgeleider of een gearticuleerde arm. Een holle golfgeleider is een flexibele buis waarbij het sterk reflecterend binnenoppervlak zorgt voor transport van licht. De lasergeleiding doorheen een gearticuleerde arm gebeurt door middel van gerichte spiegels in de gewrichten van de vaste arm. Hierdoor blijft de lichtbundel parallel. Een gearticuleerde arm is minder gemakkelijk in gebruik dan een glasvezel of een holle golfgeleider.^{11, 32}

Er kan ook gebruik gemaakt worden van een handstuk dat de laserunit bevat. Dit is bijvoorbeeld het geval bij low level lasers (zie 1.5).³²

1.3.2.5. Contact mode en non-contact mode

Er zijn 2 manieren om te werken met een laser, namelijk in 'contact mode' of in 'non-contact mode'. Bij gebruik van een laser in 'contact mode' is er rechtstreeks contact met het tandoppervlak.

In 'non-contact mode' bepaalt de afstand van de lasertip tot het oppervlak de grootte van het bestraalde oppervlak. Er is een maximale energieoverdracht wanneer de laserstraal in focus is met het tandoppervlak. Hoe groter de afstand van de laser tot het oppervlak, hoe groter de 'spot'-grootte en hoe lager de VD (Figuur 3).²⁷



Figuur 3: Het verband tussen de 'spot'-grootte en de VD

1.3.2.6. Continue lasers en gepulste lasers

Er bestaan zowel continue lasers als gepulste lasers. De continue lasers zenden ononderbroken straling uit van zodra ze ingeschakeld zijn. Het vermogen blijft constant. Uiteraard kan de duur van de straling geregeld worden.

Andere lasers zenden de straling uit in kortdurende pulsen: de gepulste lasers. In gepulste modus kunnen veel hogere piekvermogens worden bereikt.¹¹ Dit laat toe weefsel te verwijderen zonder uitgesproken schade te veroorzaken. Het doelweefsel heeft namelijk tijd om af te koelen voordat er een nieuwe puls uitgezonden wordt. Bij gepulste lasers wordt het gemiddelde vermogen vermeld. Dit is de som van de energie in alle pulsen die in een seconde worden uitgezonden, gedeeld door het aantal pulsen.³ Soms wordt in plaats van gemiddeld vermogen over pulsenergie (mJ) gesproken.¹¹

Pulsen kunnen op verschillende manieren bekomen worden:

Bij een 'gated-pulse mode' is er een periodische afwisseling van de overdracht van laserenergie. Met een mechanische sluiters wordt een continue laserstraal afwisselend tegengehouden en doorgelaten. Een variatie hierop is de 'superpulsed mode' waarbij de pulsduur verkort wordt tot < 50 milliseconden. Zo kunnen er piekvermogens bereikt worden die 10 keer zo groot zijn als deze bij een continue laserstraal.^{32, 34}

Bij de 'free-running pulse mode' ('true pulsed') worden hoge energiepieken van laserlicht uitgezonden over een korte tijdspanne (meestal in microseconden), gevolgd door een relatief lange periode waarin de laser geen licht uitzendt. Dit gebeurt computergestuurd. Bij een free-running pulsed laser waarbij de pulsduur bijvoorbeeld 100 µsec bedraagt, is er – bij een frequentie van 10 Hz – energie aanwezig gedurende 1/1000 van een seconde en afwezig gedurende de overige 99,9 % van de tijd. Per puls kunnen hoge piekvermogens bereikt worden. Doordat de pulsduur zo kort is, is het gemiddelde vermogen dat het weefsel ervaart klein.^{32, 34}

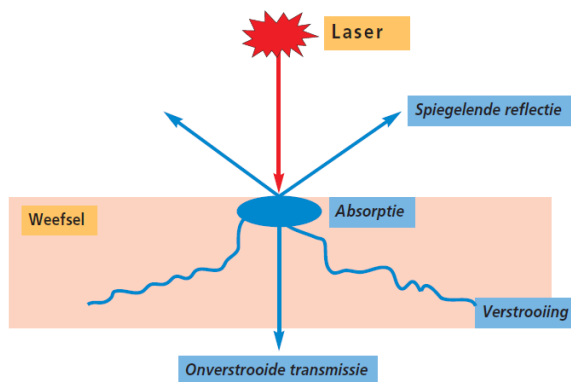
Daarnaast bestaan er ook lasers waarbij de pulsduur in nanoseconden of zelfs in picoseconden uitgedrukt wordt.³⁴

1.3.2.7. Frequentieverdubbeling

Frequentieverdubbeling treedt enkel op bij een zeer nauwkeurige concentratie van een sterke bundel gepulste laserstraling op een zeer klein oppervlak van het materiaal. Er ontstaat straling waarvan de frequentie van de stralingsgolven is verdubbeld. De golflengte is dan exact de helft van de golflengte van de invallende straling. Soms kan het zijn dat de straling met de halve golflengte wel wordt geabsorbeerd door het materiaal. Een Nd:YAG laser bijvoorbeeld heeft een golflengte van 1064 nm. Na frequentieverdubbeling ontstaat een KTP laser met een golflengte van 532 nm.^{3,4}

1.4. Het effect van laserstraling op weefsel

Wanneer straling op weefsel valt, treedt er een wisselwerking op waarbij straling en weefsel elkaar beïnvloeden. De verschillende vormen van wisselwerking zijn: verstrooiing, reflectie, fluorescentie, absorptie en transmissie (Figuur 4).^{3,4,5} Veelal zijn deze interacties niet exclusief, maar gebeuren ze gecombineerd.¹¹



Figuur 4: Schema wisselwerking laser – weefsel

1.4.1. Verstrooiing

Wanneer een bundel onregelmatigheden in het doelweefsel tegenkomt, wordt deze veelvoudig verstrooid en verandert deze van richting. Bij het invallen op een materiaal verliest een evenwijdige bundel zijn evenwijdigheid. Verstrooiing is niet echt sterk afhankelijk van de golflengte van het licht. Er geldt echter wel dat hoe langer de golflengte is, hoe minder verstrooiing er is en hoe duidelijker de transmissie is.³

1.4.2. Reflectie en fluorescentie

Laserlicht kan ook gereflecteerd worden op het oppervlak van het weefsel. Het is belangrijk om de graad van penetratie door het weefsel te kennen gezien gereflecteerde laserstralen een veiligheidsrisico inhouden.¹¹

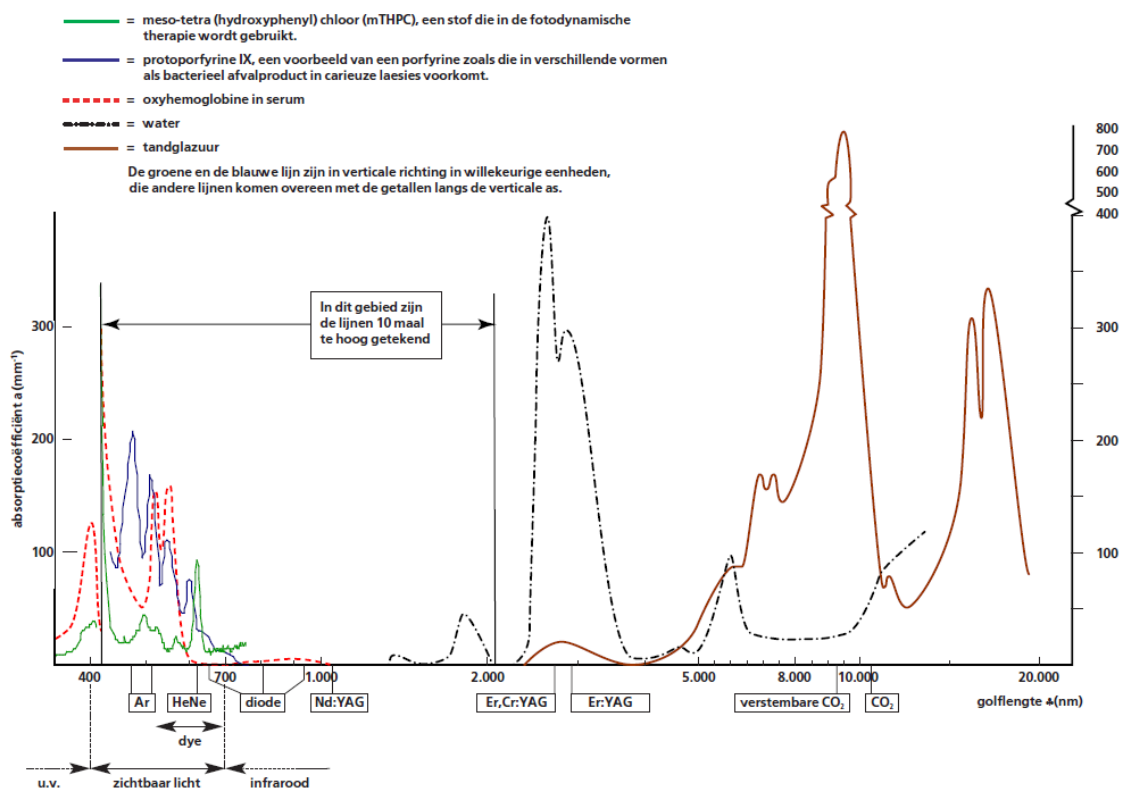
Bij fluorescentie wordt een heel klein deel van de geabsorbeerde straling omgezet in een straling van een andere golflengte. Een aantal diagnostische methoden binnen de tandheelkunde berusten op dit verschijnsel. Zo vindt er cariësscanning plaats met de Diagnodent.^{3,4, 28}

1.4.3. Absorptie en transmissie

De graad van absorptie is afhankelijk van de golflengte van de laser. Een tweede belangrijke factor is de absorptiecoëfficiënt. Wanneer een laserstraal een golflengte heeft die in overeenstemming is met de maximale absorptiecoëfficiënt van het getroffen materiaal, dan veroorzaken de fotonen een maximale energieoverdracht (maximale absorptie). Wanneer de golflengte van de laserstraal niet in overeenstemming is met de absorptiecoëfficiënt van het materiaal, dan passeert de straling zonder dat er enige interactie plaatsvindt (transmissie).¹ Omdat lasers straling uitzenden met één bepaalde golflengte, kan een bepaald materiaal de straling van de ene laser helemaal niet absorberen en die van een andere laser juist heel sterk. De absorptie van de straling van de Nd:YAG laser door water is bijvoorbeeld zeer beperkt. Een Nd:YAG laser verwarmt water dus niet, een Er:YAG laser wel.^{3,4}

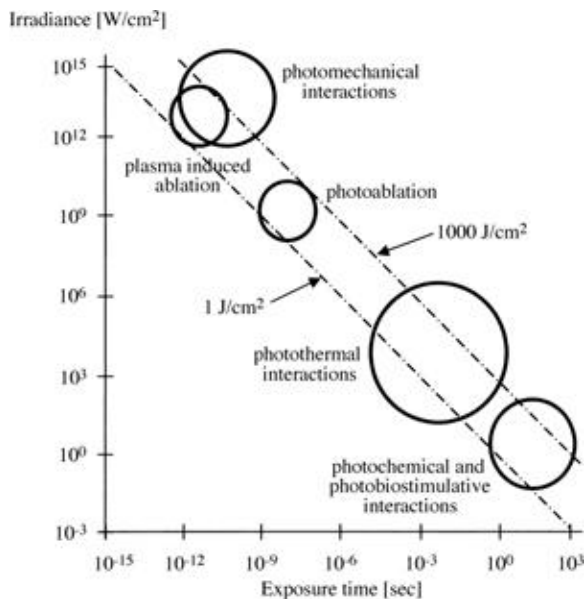
De diepte van de penetratie wordt bepaald door de gekozen golflengte en het bestraalde weefsel. Er zal meer transmissie zijn bij de bestraling van een niet gepigmenteerd oppervlak met een laser met een korte golflengte, met als gevolg een mogelijks grotere penetratiediepte. Niet gepigmenteerd weefsel vertoont meer absorptie bij een langere golflengte; gepigmenteerd weefsel bij een kortere golflengte. Bij vergelijking van bijvoorbeeld de golflengte van een CO₂ laser met de golflengte van een Nd:YAG laser of diodelaser, wordt er vastgesteld dat er respectievelijk een penetratiediepte van 0,1-0,2 mm en 4-6 mm in oraal epitheel merkbaar is.²⁷

Figuur 5 geeft het verband tussen de golflengte en de absorptiecoëfficiënt weer.³



Figuur 5: Het elektromagnetisch spectrum. Op de horizontale as is het golflengtegebied van 400 tot 20 000 nm uitgezet. De Nd:YAG laser bijvoorbeeld heeft een golflengte van 1064 nm. Op de verticale as staat de absorptiecoëfficiënt in mm^{-1} . Zo kan afgeleid worden welke substanties de straling van de verschillende lasers absorberen. Er is bijvoorbeeld te zien dat de straling van de Er:YAG laser sterk door water wordt geabsorbeerd.

Er zijn verschillende soorten interacties. Welke interactie plaatsvindt, hangt af van de VD en de interactietijd (Figuur 6).^{25, 28, 29}



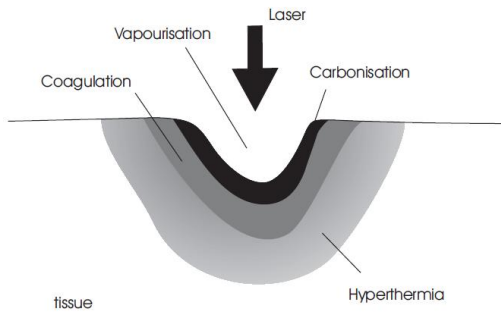
Figuur 6: De verschillende laser – weefsel interacties en hun verband met de VD en interactietijd

1.4.3.1. Fotochemische interactie

Fotochemische interactie vindt plaats bij een zeer lange interactietijd en zeer lage VD (kleiner dan 1 W/cm^2). Dit is het geval bij low level laser therapy (LLLT) (zie 1.5). Een voorbeeld is fotodynamische therapie (PDT): hierbij wordt er gebruik gemaakt van een fotosensitiser. Een fotosensitiser is een chromofoor die in staat is om licht-geïnduceerde interacties te veroorzaken in moleculen waar er normaal geen absorptie plaats vindt. Het doelweefsel wordt ermee geïmpregneerd. Wanneer de fotosensitiser bestraald wordt met laserlicht, vindt er een energieoverdracht en een lokaal chemisch effect plaats. Zo worden er reactieve radicalen gevormd. Dit principe wordt toegepast bij desinfectie van o.a. carieus dentine, pockets, desinfectie van wortelkanalen en bij behandeling van *Candida albicans*. Bij deze behandelingen wordt een diodelaser gebruikt in combinatie met een fotosensitiser, waardoor micro-organismen gedood kunnen worden.^{25, 13}

1.4.3.2. Fotothermische interactie

Absorptie van straling betreft onder andere de omzetting van straling in warmte. De laserbundel is evenwijdig, waardoor alle straling in de bundel door middel van een lens tot een heel klein vlekje kan worden gebundeld in het brandpunt van die lens. Wanneer in het brandpunt een absorberend materiaal wordt geplaatst, zal de temperatuur ter plaatse zeer hoog worden.^{3,4} Fotothermische interactie wordt bereikt bij een hogere VD en een kortere interactietijd. Wanneer het inter- en intracellulair water in zachte weefsels; of het interstitieel water in harde weefsels een temperatuur van $100 \text{ }^\circ\text{C}$ bereikt, zal het water verdampen (vaporiseren) (Figuur 7).^{25, 27, 30}



Figuur 7: Vaporisatie

1.4.3.3. Ablatie

Er zijn verschillende mechanismen van ablatie, namelijk fotochemische ablatie, thermische ablatie en plasma-gemedieerde ablatie.

Fotochemische ablatie vindt typisch plaats bij zeer korte golflengten. Om praktische redenen bleek fotochemische ablatie van harde tandweefsels niet zo effectief te zijn.

Plasma-gemedieerde ablatie vindt plaats bij een zeer hoge VD en is onafhankelijk van de toegepaste golflengte.

Met ablatie wordt echter meestal thermische ablatie bedoeld. Bij laserbestraling vindt er een energieoverdracht plaats, waardoor de temperatuur van het bestraalde weefsel stijgt. Het weefsel gaat onder invloed van de laserstraal van een vaste toestand onmiddellijk over in een dampfase. Hierbij worden intramoleculaire bindingen verbroken.^{6, 25, 26}

1.4.3.4. Elektromechanische interactie

Elektromechanische interactie wordt bereikt bij een zeer hoge VD en een korte interactietijd. Er wordt zeer veel energie op een zeer korte tijd (in pulsen) overgedragen op het bestraalde weefsel, waardoor er een structurele afbraak van het weefsel plaatsvindt. Een voorbeeld is de fragmentatie van urinestenen met behulp van een laser.^{12,25}

1.5. Low level laser (LLL)

Lasers kunnen ingedeeld worden in twee groepen: 'harde' lasers en 'zachte' lasers. De 'harde' of chirurgische lasers zijn lasers met een hoog vermogen die een gewenst effect veroorzaken via directe weefselinteracties (zie 1.4). De Nd:YAG laser bijvoorbeeld valt onder deze categorie.

'Zachte' lasers of lasers met een laag vermogen (low level lasers) veroorzaken een gewenst effect via indirecte weefselinteracties.²⁷

LLLs kennen verschillende toepassingen in de tandheelkunde zoals fotobiostimulatie, uitharding van composiet, cariësdetectie, fotogeactiveerde desinfectie en laser scanning.

1.5.1. Fotobiostimulatie

Laserenergie wordt geabsorbeerd door inter- en intracellulair doelweefsel. Dit resulteert in een stimulatie van mechanismen en cellen die instaan voor weefselgenezing. Biostimulatie vindt plaats bij een ED van 120-240 mJ/cm². Er wordt gebruik gemaakt van zichtbaar rood licht of van nabij-infrarood licht om genezing te verbeteren en om de hoeveelheid pijn te reduceren.

Zichtbaar licht vertoont transmissie door de oppervlakkige cellagen (i.e. dermis, epidermis en subcutaan weefsel). Nabij-infrarood licht, zoals de Nd:YAG laser, penetreert enkele millimeters en wordt daarom gebruikt om dieper gelegen cellulaire functies te stimuleren.

Pijnreductie met low level laser therapie (LLLT) wordt onder andere bereikt door de toegenomen synthese van endorfines en bradykinines.³¹

LLLT kan aangewend worden voor de behandeling van dentineovergevoeligheid, post-extractiewonden, virale infecties zoals herpes simplex, trigeminusneuralgie, paresthesie, aften, temporomandibulaire gewrichtsstoornissen (TMJDs), mucositis, dermatitis en post-chirurgische genezing.³¹

1.5.2. Uitharding van composiet

Argonlasers met een golflengte van 488 nm zenden blauw licht uit. Licht met deze golflengte wordt geabsorbeerd door camphorquinone. Deze laser heeft dus zijn toepassing bij composietpolymerisatie. Toch is het niet bewezen dat er na het gebruik van de argonlaser effectief een betere verharding of een verbetering van de fysische eigenschappen bekomen wordt.^{12, 31}

1.5.3. Cariësdetectie

LLL wordt ook aangewend om via fluorescentie cariës te detecteren. Rode fluorescentie kan bekomen worden met lasers met een golflengte gelegen in het UV-gebied (350-410 nm) of in het zichtbaar licht gebied (550-670 nm). Bij kwantitatieve licht-geïnduceerde fluorescentie (QLF) bijvoorbeeld wordt er gebruik gemaakt van een laser met een golflengte van ongeveer 405 nm. Gezond tandweefsel vertoont een groene fluorescentie. Rode fluorescentie wordt geassocieerd met bacteriën uit cariës, plaque en tandsteen.³¹

1.5.4. Fotogeactiveerde desinfectie of antibacteriële fotodynamische therapie

Fotogeactiveerde desinfectie (PAD) maakt gebruik van een oplossing van toloniumchloride. Bij blootstelling van deze chemische oplossing aan laserlicht met een golflengte van 635 nm (diodelaser) worden er zuurstofradicalen gevormd die zorgen voor de ruptuur van de bacteriële celwand. Via PAD kan *Streptococcus mutans* gedood worden, maar ook andere bacteriën zoals *Fusobacterium nucleatum* en *Prevotella intermedia*.³¹

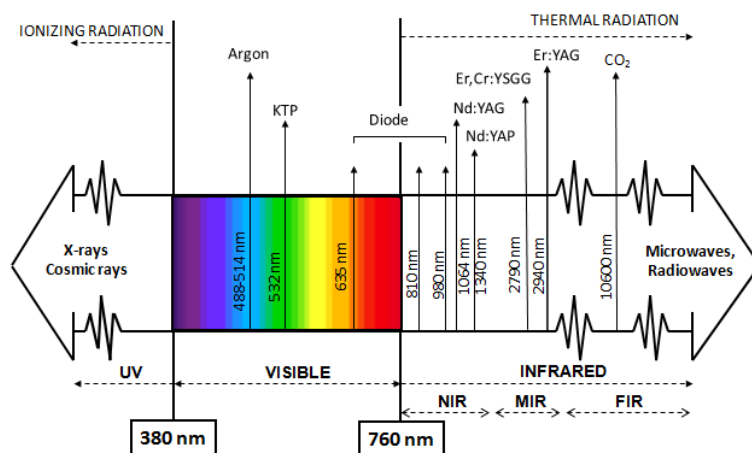
1.5.5. Laser scanning

Door middel van een LLL is het mogelijk om 3D-beelden te verkrijgen van tanden en tandheelkundige restauraties. Dit kan handig zijn in restauratieve tandheelkunde of in de orthodontie.³¹

1.6. De verschillende lasertypes en hun toepassingen in de tandheelkunde

De opwekking van laserstralen vindt plaats in een daartoe geschikt medium. De laser ontleent zijn naam meestal aan chemische elementen, moleculen of componenten waaruit het gebruikte medium van de laser is opgebouwd.¹

Er bestaan verschillende lasertypes, elk met hun eigen karakteristieken en indicatiegebied. Figuur 8 geeft een overzicht van de verschillende lasers met hun golflengte.¹¹



Figuur 8: Het elektromagnetisch spectrum en de golflengtes van verschillende tandheelkundige lasers

Tabel 1 geeft de belangrijkste eigenschappen van verschillende tandheelkundige lasers en hun voornaamste indicatiegebieden weer.

Tabel 1: Overzicht van de verschillende tandheelkundige lasers met hun voornaamste indicaties in de tandheelkunde.

Type laser	Afkorting van	Medium	Golflengte	Continue /gepulste	Toepassingen	Bron
argonlaser		gas	488 nm 514 nm	continue	- composietpolymerisatie - cariësdagnostiek - bleken - hemostase	4, 8, 12
KTP laser	Kalium-Titanyl-Fosfaat	kristal	532 nm	gepulste	- fotochemische bleiking - kleine chirurgische ingrepen (hemostase/steriliserend effect)	12, 13
He-Ne laser	Helium-Neon	gas	632 nm 1150 nm 3390 nm	continue	- vitaliteitstest - wondgenezing	4, 6, 21
diodelaser		half-geleider	635-980 nm 1064 nm	continue	- kleine chirurgische ingrepen (hemostase, postoperatieve pijnreductie, minder zwelling, betere wondgenezing) - debrideren van de sulcus - cariësdetectie (Diagnodent) - vitaliteitstest (laser doppler flowmetrie) - biostimulatie - fotodynamische therapie (sterilisatie)	4, 8, 12, 14, 15

Nd:YAG laser	Neodymium: Yttrium-Aluminium-Granaat	kristal	1320 nm (*) 1064 nm	gepulste	- weke weefselchirurgie (gingivoplastiek, kroonverlenging, gingivectomie, frenectomie...) - debridering van de sulcus - tandhalsvergevoeligheid - bactericid effect (endodontie) - wortelkanaalsterilisatie - (*) laser geactiveerde irrigatie	3, 4, 11, 12, 16, 17, 36
Nd:YAP laser	Neodymium: Yttrium-Aluminium-Perovskiet	kristal	1340 nm	gepulste	- vergelijkbaar met de Nd:YAG laser (parodontologie en endodontie), wel iets betere absorptie in water - endodontie: verwijderen van afgebroken instrumenten	12
Er,Cr:YAG laser	Erbium, Chroom: Yttrium-Aluminium-Granaat	kristal	2760 nm 2780 nm	gepulste	- caviteitspreparatie - peri-implantitis	12, 33
Er,Cr:YSGG laser	Erbium, Chroom: Yttrium-Scandium-Gallium-Granaat	kristal	2780 nm	gepulste	- caviteitspreparatie - peri-implantitis - laser geactiveerde irrigatie (endodontie) - weke weefsel- en botchirurgie	12, 18, 19, 22, 33
Er:YSGG laser	Erbium: Yttrium-Scandium-Gallium-Granaat	kristal	2790 nm	gepulste	- caviteitspreparatie	59
Er:YAG laser	Erbium-doped: Yttrium-Aluminium-Granaat	kristal	2940 nm 2980 nm	gepulste	- caviteitspreparatie - verwijderen van restauratiematerialen (niet voor metaal) - weke weefsel- en botchirurgie - laser geactiveerde irrigatie (endodontie) - peri-implantitis	4, 9, 12, 22, 33, 37
CO ₂ laser	koolstof-dioxide	gas	10600 nm	continue	- weke weefselchirurgie (minder postoperatieve pijn, minder zwelling) - herpes, aften - tandhalsgevoeligheid - pulpaoverkapping	4, 12, 20

1.7. Veiligheid

Lasers kunnen naast de beoogde effecten ook schadelijke effecten veroorzaken bij de patiënt, de tandarts, het tandheelkundig team en de omstanders. De risico's bij het gebruik van lasers in de tandheelkunde zijn onlosmakelijk verbonden met hun therapeutische werking.⁷ De impact van de laserstraal hangt af van haar eigenschappen: de golflengte, intensiteit en tijdsduur van de bestraling. Ook de wisselwerking met het weefsel zoals verstrooiing, absorptie, reflectie en transmissie speelt een rol.⁶

Lasers kunnen ingedeeld worden in verschillende klassen naargelang hun risico op schade (Figuur 9). Hoe hoger de klasse, hoe meer kans op schade en hoe meer voorzorgsmaatregelen er getroffen moeten worden. Het gebruik van klasse I lasers houdt geen risico in. Bij klasse IV lasers is er wel degelijk risico op schade; zowel bij direct licht, bij gereflecteerd licht als bij verstrooid licht. Binnen de tandheelkunde worden vooral klasse III lasers en klasse IV lasers gebruikt. Tot de klasse III lasers behoren de low level lasers, tot de klasse IV lasers de high powered lasers.²³

	Short time exposure (t)		Long time exposure (T)		Specular reflection of beam	Skin exposure to beam
	Magnified exposure	Unprotected eye	Magnified exposure	Unprotected eye		
I						
IM						
II						
IIIM						
IIIR						
IIIB						
IV						

	No risk from exposure to laser beam		Caution required to prevent exposure to beam		Maximal protection required. Laser beam is dangerous
--	-------------------------------------	--	--	--	--

Figuur 9: De verschillende laserklassen en hun veiligheid

1.7.1. Schadelijke effecten

De straling van lasers met een golflengte langer dan 700 nm (infrarood) kan niet door het menselijk oog worden waargenomen. Dit heeft als gevolg dat een blootstelling niet wordt opgemerkt en dus langer duurt dan bijvoorbeeld bij een argonlaser.⁷

1.7.1.1. Huidschade

Het risico op huidschade wordt uitsluitend veroorzaakt door 'uitschieters'. De veroorzaakte schade is zuiver thermisch en meestal niet ernstig.⁷

1.7.1.2. Oogschade

Het oog is veel gevoeliger dan de huid. Er kan schade optreden aan de lens, de cornea en het netvlies.⁶

Een parallelle bundel zal door het oog gefocust worden op het netvlies tot een brandpunt van ongeveer 10 μm doorsnede. Bij een 'onschuldig' He-Ne aanwijzingslasertje ontstaat op het netvlies een vlekje met een intensiteit die overeenstemt met 10 000 keer de intensiteit van het zonlicht op een heldere zomerdag (10 MW/m²). Zo kan het netvlies onherstelbaar beschadigd worden, zelfs bij kortstondige blootstellingen. Dit is veel minder het geval bij een niet-parallelle, divergerende bundel die over een grotere vlek verdeeld is over het netvlies. De lokale intensiteit blijft laag.⁷

Gepulste lasers kunnen zeer hevige effecten teweegbrengen. Elke puls is in staat om schokgolven of explosieve ablatie te veroorzaken. Zo kunnen er bijvoorbeeld loslating van het netvlies en intraoculaire bloedingen door vaatrupturen ontstaan.⁷

De golflengte van de laser bepaalt samen met de optische eigenschappen van het weefsel, hoe diep de straling indringt. De straling van een CO₂ laser bijvoorbeeld heeft een zeer hoge absorptie in water. Bijgevolg zal deze straling niet diep in het oog kunnen dringen, en zo de cornea beschadigen. De straling van een Nd:YAG laser dringt echter veel dieper in het weefsel, waardoor het gehele oog kan beschadigd geraken. Golflengtes tussen 400 en 1400 nm hebben impact op de retina. Schade aan de retina kan lang onopgemerkt blijven door het gebrek aan pijnreceptoren.^{7,23}

1.7.1.3. Infectie

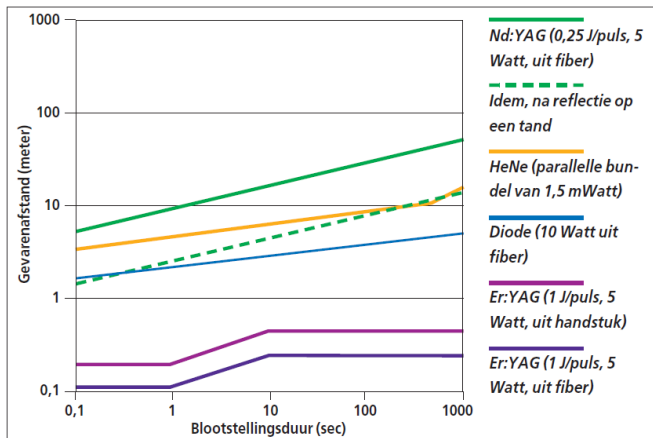
Bij gepulste lasers wordt materiaal schoksgewijs verwijderd. Net als bij de klassieke tandartsboor komen er aërosolen vrij die potentieel besmet kunnen zijn met micro-organismen.⁷

1.7.2. Blootstellingslimiet en gevarenafstand

Aan de hand van geregistreerde laserongevallen zijn drempelwaarden vastgelegd voor het optreden van verschillende soorten schade. Vervolgens werden wettelijk vastgelegde blootstellingslimieten gedefinieerd voor alle golflengten in het optische gebied. Deze blootstellingslimieten gelden voor onbedoelde blootstelling, zoals blootstelling aan de huid en de ogen van de patiënt, de assistent of de tandarts. De blootstellingslimieten bestaan uit een heleboel regels en uitzonderingen waardoor het gebruik niet praktisch is. Daarom werd er een andere grootte gedefinieerd, namelijk de gevarenafstand.⁷

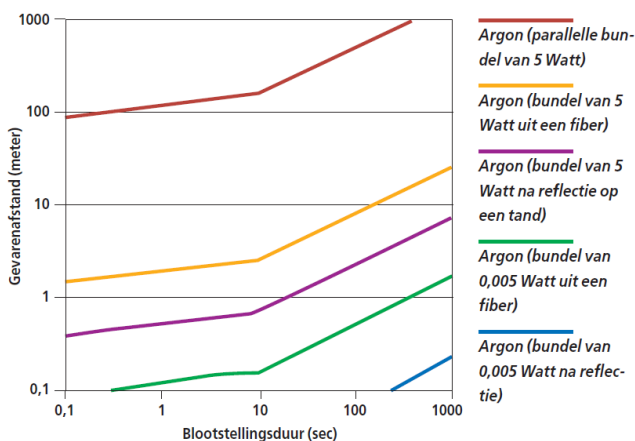
De gevarenafstand komt overeen met de afstand waarop de blootstellingslimiet bereikt wordt. Buiten de gevarenafstand kan er dus in geen geval ongewenste schade ontstaan. Binnen de gevarenafstand moeten er maatregelen getroffen worden om de risico's te beperken en om onacceptabele schade te vermijden. Bij de berekening van de gevarenafstand wordt steeds rekening gehouden met een 'worst case scenario' waarbij ruime afronding naar de veilige kant is gemaakt.⁷

De gevarenafstand hangt af van het gebruikte type laser (Figuur 10), het toedieningssysteem en de blootstellingstijd. Bij de Nd:YAG laser bijvoorbeeld moet de gehele behandelingsruimte als risicozone gerekend worden.⁷



Figuur 10: Gevarenafstanden van verschillende tandheekkundige lasers

Figuur 11 toont de gevarenafstand bij het gebruik van de argonlaser onder verschillende omstandigheden. Zo is er een groot verschil in gevarenafstand wanneer een bepaald vermogen via een glasvezel uit het apparaat komt. De bundel is dan niet langer parallel, maar divergerend waardoor de gevarenafstand aanzienlijk verkleint. Hoe lager het vermogen, hoe kleiner de gevarenafstand. Ook bij indirecte blootstelling, zoals na reflectie, kan er schade optreden. Hoe langer de blootstellingstijd, hoe meer risico op schade, hoe groter de gevarenafstand.⁷



Figuur 11: Gevarenafstand van de argonlaser onder verschillende omstandigheden

1.7.3. Beschermingsmaatregelen

Zowel de patiënt, de omstanders als het direct betrokken personeel (assistent, tandarts) moeten beschermd worden tegen de mogelijk schadelijke effecten van een laserstraal. Er zijn 2 soorten blootstellingen. Ten eerste is er de accidentele blootstelling, die meestal kortstondig is en die in principe niet zou mogen optreden. Ten tweede is er de chronische blootstelling die vooral van toepassing is op het betrokken personeel, eerder dan op de patiënt. Deze blootstelling is onlosmakelijk verbonden met het gebruik van lasers.⁷

De nodige veiligheidsmaatregelen worden concreet omschreven.

Het gebruik van een laserbril is verplicht. Een laserbril ter bescherming van de ogen van de patiënt is bedoeld als bescherming tegen accidentele blootstelling. Bij het gebruik van lasers waarbij de gevarenafstand bij 1 seconde blootstelling meer dan 15 cm bedraagt, dient de patiënt een bril te dragen. 15 cm komt ongeveer overeen met de afstand tussen de hand van de behandelaar en de ogen van de patiënt. Ook het direct betrokken personeel dient een laserbril te dragen. Dit is zowel nodig ter bescherming tegen chronische blootstelling als tegen accidentele blootstelling. Bij elk type laser hoort een specifiek type bril waarop steeds vermeld staat voor welke lasergolflengte hij geschikt is. Een laserbril absorbeert enkel de straling van de laser en laat zoveel mogelijk van het andere zichtbare licht door. Bijgevolg is het meestal mogelijk om nog vrij normale kleuren te zien doorheen de laserbril.^{7,23} Bij gebruik van een KTP laser is dit echter niet het geval.

Ter bescherming tegen aërosolen die potentieel besmet kunnen zijn met micro-organismen is het gebruik van een mondkap, handschoenen en een goede afzuiging noodzakelijk.²³

Een goede signalering wanneer de laser in gebruik is, is belangrijk. Om omstanders en collega's buiten de gevarezone te houden, kan een waarschuwingslamp aan de deur hen op de hoogte stellen.^{7,23}

De meeste lasers gaan ongehinderd door vensterglas. Het is dus aanbevolen om te werken in een behandelkamer zonder vensters of om te zorgen voor een adequate afscherming van de vensters.⁷

De voorschriften van de fabrikant dienen steeds opgevolgd te worden. Het toestel moet correct gemonteerd zijn. Het is aanbevolen om het toestel eerst te testen vooraleer het te gebruiken bij patiënten. Bij de test dienen alle voorzorgsmaatregelen ook in acht genomen te worden. Voor lasers met een lange golflengte kan er gericht worden op water; voor lasers met een korte golflengte op een zwart oppervlak, zodat de laserstraal geabsorbeerd wordt. Bij de test wordt er steeds gewerkt met een laag vermogen.²³

2. DOELSTELLING

Het gebruik van de laser in de restauratieve tandheelkunde is nog niet ingeburgerd in de algemene tandartspraktijk. Toch zou de laser de dag van vandaag een zeer goed alternatief kunnen vormen voor conventionele behandeltechnieken. De eerste vraag die hierbij gesteld kan worden is: welke laser is geschikt voor welk aspect binnen de tandheelkunde? In de inleiding van deze masterproef wordt eerst een algemene uitleg gegeven over verschillende types lasers en hun eigenschappen, hoe lasers inwerken op doelweefsel en hoe ze veilig gebruikt kunnen worden.

In hoofdzaak tracht deze masterproef een antwoord te zoeken op volgende vraag: *“Kan het gebruik van de Nd:YAG laser in de restauratieve tandheelkunde bij volwassenen en kinderen superieur zijn ten opzichte van de conventionele technieken?”*

De restauratieve tandheelkunde kan opgedeeld worden in verschillende topics zoals cariëspreventie, cariësverwijdering en caviteitspreparatie, verwijderen van oude vulmaterialen, hechting van vulmaterialen aan tandweefsel of aan andere vulmaterialen, dentineovergevoeligheid, bleaching en gingivaretractie. De uitkomst die de Nd:YAG laser eventueel zou kunnen bieden, verschilt uiteraard per topic. Er werd een literatuuronderzoek uitgevoerd aan de hand van publicaties verschenen tot 31 december 2013. Per topic zullen eerst de situatie en huidige behandeltechnieken geschetst worden. Vervolgens wordt er uitgelegd hoe de Nd:YAG laser inwerkt op het doelweefsel en waarom de Nd:YAG laser eventueel een nieuwe behandeloptie zou kunnen zijn, of waarom niet. Verder worden de emissiekenmerken van de Nd:YAG laser en de bekomen resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken. Tot slot zal er per topic een conclusie geformuleerd worden waarbij duidelijk gesteld zal worden of de Nd:YAG laser een geschikte laser is om het gewenste doel te bereiken.

In het domein van de endodontologie is de Nd:YAG laser de meest onderzochte laser. De toepassingen die de Nd:YAG laser kent in dit domein zullen echter niet in deze masterproef besproken worden aangezien ze deel uitmaken van een andere masterproef.

3. METHODOLOGIE

Om een betere basiskennis rond lasers te verkrijgen werd er beroep gedaan op de Nederlandstalige reeks artikels 'Lasers in de tandheelkunde 1-9' uit het Nederlands Tijdschrift voor Tandheelkunde (NTvT - 2002). Ook de Engelstalige reeks 'Lasers in dentistry' van S. Parker uit de British Dental Journal (2007) werd verwerkt. Verder werd het boek 'Oral Laser Application' van A. Moritz (2006) gehanteerd. Ook meerdere artikels uit The Dental Clinics of Nord America – specifieke themanummers rond lasers in de tandheelkunde (2004 en 2010) werden gelezen. Daarnaast werd ook gebruik gemaakt van de zoekmachine 'Google'. Via bovenvermelde bronnen werden de definitie van een laser, de eigenschappen, het effect van de laserstraling op weefsel, de verschillende lasertypes en de veiligheid van lasergebruik in de inleiding van deze masterproef omschreven.

Voor de uiteenzetting van de resultaten van mijn literatuuronderzoek werden de elektronische database 'Pubmed' en in mindere mate de 'Cochrane Database' en 'Science Direct' geraadpleegd. Bij de eerste zoekactie werd "Nd:YAG laser" AND "restorative dentistry" als zoekterm opgegeven. Dit leverde uiteraard teveel (ook irrelevante) zoekresultaten op. Vervolgens werden de zoektermen specifiek omschreven, nl. "Nd:YAG laser" AND "caries prevention", "pits and fissures", "fluoride", "acid resistance", "dentin microhardness", "enamel microhardness", "caries removal", "cavity preparation", "dentin crater depth", "dentin ablation", "enamel ablation", "removal of composite", "bond strength", "dentin adhesion", "enamel adhesion", "dentin modification", "enamel modification", "dentin hypersensitivity", "pulp temperature", "gingival retraction" en "tooth bleaching" (zie bijlage). Waar mogelijk werden MeSH-termen gebruikt. Indien relevant werd er gebruik gemaakt van de link 'related citations in PubMed'. Om het aantal zoekresultaten te beperken werd er beroep gedaan op de functie 'Limits'. Zo werd de zoekopdracht beperkt tot "humans" en werden er enkel Engelstalige artikels geselecteerd. Gezien de beperkte omvang van het aantal 'in vivo' studies, werd er besloten om zowel 'in vitro' als 'in vivo' studies te betrekken in het literatuuronderzoek.

Ook de literatuurlijst van de geselecteerde artikels werd geraadpleegd indien relevant. Waar nodig werden extra keywords ingegeven om zo voldoende informatie te krijgen over de verschillende topics.

4. RESULTATEN EN DISCUSSIE

Het resultaat van de zoekstrategie met het aantal geselecteerde artikels per zoekterm is terug te vinden in de bijlage.

Het gebruik van de juiste laserparameters – zoals pulsduur, frequentie, vermogen... – is minstens even cruciaal als de selectie van de juiste golflengte om het gewenste effect te verkrijgen.

De gebruikte laserparameters moeten echter ook aangepast worden van patiënt tot patiënt. De Nd:YAG laser bijvoorbeeld wordt preferentieel door weefselpigmenten zoals hemoglobine en melanine geabsorbeerd. Bij een patiënt met een donkere melanotische gingiva zal de laserenergie dus gemakkelijker geabsorbeerd worden dan bij een patiënt met een roze gingiva. Wanneer bij beide patiënten dezelfde laserparameters gebruikt zouden worden, zal de laser meer snijden in de melanotische gingiva, waardoor er mogelijks schade aan het weefsel ontstaat.

Ook de mondhygiëne van de patiënt is van belang. Bij een ontstoken, rode, hypergevasculariseerde, gezwollen gingiva zal de Nd:YAG laser meer snijden dan bij een gezonde gingiva.³⁵

Deze voorbeelden illustreren het belang van een goede diagnostiek. De opgegeven laserparameters uit een studie moeten dus steeds individueel per patiënt beredeneerd worden om een optimaal effect te verkrijgen en de hoeveelheid ongewenste schade zoveel mogelijk te beperken.

4.1. Cariëspreventie

4.1.1. Inleiding

Cariës is een van de meest voorkomende ziektes over de hele wereld en kan ingrijpende gevolgen hebben voor zowel het individu als de samenleving. Preventie is dus essentieel. Vooral het gebruik van fluoride blijkt effectief te zijn, zowel onder de vorm van tandpasta, mondspoelmiddelen, fluoridetabletten, fluoridelakken, -gelen en -vernissen als bij het toepassen van waterfluoridering (niet in België).¹ Fluorapatiet (FA) is minder oplosbaar door zuren dan hydroxylapatiet (HA).⁴⁸ Bij topische applicatie van fluoride vermindert de concentratie fluoride echter na een korte tijdsperiode.⁴⁶

Ter preventie van occlusale cariës zijn sealings algemeen ingeburgerd. Toch kennen de klassieke sealings een aantal nadelen zoals hun vroegtijdig verlies of het optreden van secundaire cariës.⁴⁷ Ondanks deze preventiemaatregelen is de incidentie en prevalentie van cariës nog steeds groot. Daarom is onderzoek naar nieuwe en betere technieken essentieel. Zo zou het gebruik van de Nd:YAG laser al dan niet in combinatie met fluoride een effectief middel ter preventie van cariës kunnen zijn.

4.1.2. Verklaring voor het cariëspreventief effect van de Nd:YAG laser

Cariës is een dynamisch proces waarbij er zowel oplossing van HA-kristallen als diffusie van ionen zoals calcium-, fosfaat- en waterstofionen in en uit het glazuerooppervlak plaatsvindt.^{40, 47}

4.1.2.1. Het gebruik van de Nd:YAG laser (zonder fluoride)

Het cariëspreventief effect van de Nd:YAG laser zou gebaseerd zijn op chemische en morfologische veranderingen in de kristalstructuur waardoor een zuurresistenter oppervlak verkregen wordt.

Hierbij moet laserenergie goed geabsorbeerd worden door het glazuuroppervlak en efficiënt in warmte worden omgezet.^{44, 45, 46} Om de absorptie van Nd:YAG laserlicht te verhogen wordt soms gebruik gemaakt van zwarte kleurstoffen. Dankzij de verhoogde absorptie wordt schadelijke transmissie van laserenergie tot aan de pulpa beperkt.⁴¹

Het bekomen effect na bestraling met de Nd:YAG laser is sterk afhankelijk van de gebruikte laserparameters.⁴⁴ Elke temperatuursverandering ter hoogte van het glazuuroppervlak heeft een specifiek effect.

Bij een temperatuur van 100 °C of meer treedt er verlies van water uit de kristalstructuur op.⁴⁴

Bij een temperatuur van 350-400 °C vindt decompositie van de organische matrix plaats. Denaturatie van de organische matrix veroorzaakt een vermindering van diffusie van ionen. De diffusiekanalen in het glazuur worden bezet met een macromoleculair netwerk van organisch materiaal.^{45, 47, 48}

Bij lage energiedensiteiten wordt een modificatie van het mineraal verkregen waarbij het aantal destabiliserende elementen zoals carbonaat vermindert.⁴⁷ Carbonaatverlies treedt op bij een temperatuur van 400-600 °C. Aangezien carbonaatapatiet beter oplosbaar is dan HA wordt door carbonaatverlies een zuurresistenter oppervlak verkregen.⁴⁸

Bij hogere energiedensiteiten maakt Nd:YAG laserbestraling het glazuur resistenter tegen demineralisatie door de morfologische structuur van glazuur te veranderen via smelten en herkristalliseren. De apatietkristallen smelten tijdens de laserpuls en herkristalliseren in de tijd tussen twee opeenvolgende pulsen.⁴⁴ Glazuur smelt bij een temperatuur vanaf 800 °C. Bij herkristallisatie worden HA-kristallen gevormd die groter zijn dan de initiële HA-kristallen.⁴⁸ Volgens andere studies wordt de verminderde permeabiliteit veroorzaakt door fusie en sealing van het tandoppervlak.⁴⁴

4.1.2.2. Het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser en fluoride

Door het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser en fluoride zouden de fluoride-ionen langer aanwezig blijven dan bij topische applicatie van fluoride alleen. Dit resulteert bijgevolg in een langduriger cariëspreventief effect van fluoride. Het mechanisme voor fluorideretentie is nog niet volledig gekend. Toch zijn er een aantal hypothesen. Laserbestraling zou de vorming van microruimtes in glazuur bevorderen waardoor fluoride-incorporatie vergemakkelijkt zou worden. Bovendien zou laserbestraling de vorming van fluorapatiet vergemakkelijken door de incorporatie van fluoride in de gesmolten lagen van het glazuuroppervlak. Een andere hypothese zegt dat laserbestraling de fluoridediffusie door glazuur kan verhogen waardoor fluoridereservoirs gecreëerd worden.⁴⁶

4.1.3. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

Studies kunnen niet zomaar met elkaar vergeleken worden. Zo dient er een onderscheid gemaakt te worden tussen glazuur van definitieve tanden en melktandglazuur dat een minder gemineraliseerd oppervlak heeft; tussen gladde vlakken en putten en groeven; en tussen 'in vitro' en 'in vivo' studies. Ook de emissiekenmerken die in de studies gebruikt worden, verschillen sterk van studie tot studie. In Tabel 2, Tabel 3, Tabel 4, Tabel 5 en Tabel 6 worden de emissiekenmerken en de bekomen resultaten van verschillende studies vermeld.

Tabel 2: Cariëspreventie in het definitieve gebit 'in vitro'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: zwarte kleurstof - golflengte: 1064 nm - pulsenergie: 0,75 J - frequentie: 20 Hz - pulsduur: 1,3 ms - duur bestraling: 5 s - piekvermogen: 2 x 10 W - ED: 40 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Er is significant minder cariës na bestraling met Nd:YAG laser in vergelijking met een niet bestraald oppervlak. 	38												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / of 1,23 % APF (fluoridegel) - golflengte: 1064 nm - spotdiameter: 0,6 mm - bestralingssnelheid: 12 mm/s - frequentie: 50 Hz - pulsduur: 0,8 ms - vermogen: 6 W - ED: 83,33 J/cm² - nadien: / of 1,23 % APF 	<ul style="list-style-type: none"> - Zowel bestraling met de Nd:YAG laser, de CO₂ laser (10600 nm) als APF-applicatie verhogen de weerstand tegen zuren en verhinderen cariësprogressie. - Het effect van de lasers is groter dan dat van APF; maar er is geen verschil tussen het gebruik van de Nd:YAG laser en de CO₂ laser. 	40												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: grafiet - golflengte: 1064 nm - non-contact mode - pulsenergie: 60 mJ - frequentie: 15 Hz - pulsduur: 100 µs - duur bestraling: 30 s - ED: 47,77 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Cariëspreventie met de argonlaser (488 nm) is effectiever dan met de Nd:YAG laser. - Het gebruik van de Nd:YAG laser vertoont geen verschil in hoeveelheid glazuurdemineralisatie in vergelijking met de controlegroep waarbij er geen behandeling plaatsvond. 	42												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - output energie: 25 mJ - frequentie: 5 Hz - pulsduur: 6 ns - ED: ongeveer 40 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Na bestraling vindt er een chemische modificatie plaats, vooral in organische maar ook in minerale delen van het tandoppervlak. 	43												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - 50 cm focale lengte lens (*) - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 15 ns - duur bestraling: 50 s - vermogendensiteit: 2 x 10⁹ W/cm² (*) - ED: 40,74 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Laserbestraling resulteert in herkristallisatie van dentine-apatiet en in de vorming van additionele Ca/P fasen. Deze veranderingen veranderen de oplosbaarheid van dentine waardoor het minder vatbaar wordt voor cariës. 	44												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - 200 µm fiber - pulsduur: 10 µs - duur bestraling: 20 s <table border="1" data-bbox="188 1883 762 2033"> <thead> <tr> <th>A</th> <th>B</th> <th>C</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>60 mJ</td> <td>120 mJ</td> <td>160 mJ</td> </tr> <tr> <td>10 Hz</td> <td>10 Hz</td> <td>15 Hz</td> </tr> <tr> <td>0,6 W</td> <td>1,2 W</td> <td>2,4 W</td> </tr> </tbody> </table>	A	B	C	60 mJ	120 mJ	160 mJ	10 Hz	10 Hz	15 Hz	0,6 W	1,2 W	2,4 W	<ul style="list-style-type: none"> - Er is geen verschil in microhardheid tussen bestraald en onbestraald glazuur. - Om de integriteit van het glazuur te bewaren en minder demineralisatie te verkrijgen (cariëspreventie), moet het glazuur met lage energetische waarden bestraald worden. - Hoge energieniveaus creëren een retentief oppervlak, geschikt voor hechting. 	48
A	B	C												
60 mJ	120 mJ	160 mJ												
10 Hz	10 Hz	15 Hz												
0,6 W	1,2 W	2,4 W												

<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - gearticuleerde arm - 'spot'-grootte: 3 mm - pulsduur: 5-10 ns - ED: 1 J/cm² of 5 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Er is geen cariësbeschermend effect in kroon- of worteldentine na bestraling met een Q-switched Nd:YAG laser. Er zijn wel laser-geïnduceerde morfologische veranderingen. 	49												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - grootte bestraald oppervlak: 5 x 5 mm² - 200 µm optic fiber - pulsduur: 10 µs - duur bestraling: 20 s <table border="1" data-bbox="188 645 762 795" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="padding: 2px;">A</th> <th style="padding: 2px;">B</th> <th style="padding: 2px;">C</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">60 mJ</td> <td style="padding: 2px;">120 mJ</td> <td style="padding: 2px;">160 mJ</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">10 Hz</td> <td style="padding: 2px;">10 Hz</td> <td style="padding: 2px;">15 Hz</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">0,6 W</td> <td style="padding: 2px;">1,2 W</td> <td style="padding: 2px;">2,4 W</td> </tr> </tbody> </table>	A	B	C	60 mJ	120 mJ	160 mJ	10 Hz	10 Hz	15 Hz	0,6 W	1,2 W	2,4 W	<ul style="list-style-type: none"> - De microhardheid van het bestraald glazuur is niet significant verschillend van het niet bestraald glazuur. - Bestraling van glazuur met een pulsenergie kleiner dan 60 mJ zou een cariëspreventief effect kunnen hebben. Energetische waarden groter dan 60 mJ creëren een ruwer glazuuroppervlak. 	51
A	B	C												
60 mJ	120 mJ	160 mJ												
10 Hz	10 Hz	15 Hz												
0,6 W	1,2 W	2,4 W												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: prepareren van caviteiten + zwarte inkt - golflengte: 1064 nm - frequentie: 20 Hz - duur bestraling: 5 s (bodem van de caviteit) of 4 s (wand van de caviteit) - vermogen: 1 W, 2 W of 3 W 	<ul style="list-style-type: none"> - Bestraling met een gepulste Nd:YAG laser kan het glazuur- en dentineoppervlak voldoende doen smelten en stollen en zo een cariësresistent oppervlak creëren. 	52												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / of zwarte inkt of 38 % Ag(NH₃)₂F (1 min) - golflengte: 1064 nm - contact mode - 320 µm fiber - frequentie: 20 Hz - vermogen: 2 W - ED: 48 J/cm² - nadien: / of 2 % NaF (4 min) 	<ul style="list-style-type: none"> - Bestraling kan oppervlakteveranderingen in worteldentine veroorzaken, en de opname van fluoride verhogen. - Verdere studies zijn nodig om de mate van resistentie aan zuren van een bestraald worteloppervlak met of zonder fluoride te bepalen. 	53												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - contact mode - 320 µm fiber - pulsenergie: 167 mJ (207 mJ) - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 120 µs 	<ul style="list-style-type: none"> - Na bestraling met de Nd:YAG laser is er een kristalgroei in het apatiet ter hoogte van het oppervlak. Dit geherkristalliseerd oppervlak is meer bestand tegen demineralisatie. - Het onderliggend dentine is echter niet beschermd tegen cariës om wille van het ontstaan van barstjes en macroscopische ruimtes. - Het gebruik van de Nd:YAG laser is dus ineffectief in het creëren van een demineralisatieresistente zone. 	54												
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - contact mode - 400 µm fiber - duur bestraling: 10 s - 15 groepen: 	<ul style="list-style-type: none"> - Bij bestraling met een energie < 30 J is er geen significant verschil in microhardheid tussen bestraald en onbestraald glazuur. - Bij hogere energie-instellingen vermindert de microhardheid significant. 	56												

<u>10 Hz</u>	<u>30 Hz</u>	<u>50 Hz</u>	<u>70 Hz</u>	<u>100 Hz</u>	- Bestraling met de Nd:YAG laser is dus niet geschikt om de glazuureigenschappen te verbeteren in het kader van cariëspreventie.	
30 mJ	30 mJ	30 mJ	30 mJ	30 mJ		
100 mJ	100 mJ	100 mJ	100 mJ	100 mJ		
200 mJ	200 mJ	200 mJ				
320 mJ	320 mJ					
- vooraf: / - golflengte: 1064 nm - 'spot'-grootte: 3 mm - pulsenergie: 8 mJ - frequentie: 5 kHz (*) - pulsduur: 150 ns - ED: 2857 J/cm ² (*)					- De Knoop microhardheid van glazuur neemt (beperkt) toe na bestraling met de Nd:YAG laser.	57
- vooraf: / - golflengte: 1064 nm - contact mode - 500 µm quartz fiber - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 120 µs - ED: 207 J/cm ²					- Laserbestraling voor of na een zuurbehandeling verhoogt de microhardheid van dentine, waardoor een zuurresistenter oppervlak verkregen wordt.	58

(*) Ik betwijfel de correctheid van deze waarden.

Tabel 3: Cariëspreventie in het definitieve gebit 'in vivo' of 'in situ'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
- vooraf: zwarte kleurstof - golflengte: 1064 nm - pulsenergie: 0,75 J - frequentie: 20 Hz - pulsduur: 1,3 ms - duur bestraling: 5 s - piekvermogen: 2 x 10 W - ED: 40 J/cm ² - nadien: APF	- De Nd:YAG laser is effectief in het voorkomen van de ontwikkeling van cariës.	38
- vooraf: mengsel van ethanol en houtskoolpoeder - golflengte: 1064 nm - contact mode - spotdiameter: 0,3 mm - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 100 µs - vermogen: 0,8 W - energiedensiteit: 113 J/cm ²	- Er is geen verschil in plaquesamenstelling tussen bestraald en niet bestraald glazuur. - Bestraling met de Nd:YAG laser zorgt voor een toename in de hardheid van glazuur en vermindert dus het effect van een zuuraanval.	50

Tabel 4: Cariëspreventie in putten en groeven 'in vitro'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
- vooraf: / - golflengte: 1064 nm - contact mode - spotdiameter: 0,3 mm - 300 µm quartz fiber	- Na bestraling met de Nd:YAG laser zijn er minder gedemineraliseerde zones in vergelijking met de controlegroep. - Er is geen statistisch significant verschil in microhardheid na bestraling met de	45

<ul style="list-style-type: none"> - pulsenergie: 100 mJ - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 250 µs - duur bestraling: 30 s - vermogen: 1 W - ED: 3,33 J/cm² 	Nd:YAG laser; maar wel na bestraling met een CO ₂ laser (10600 nm) in vergelijking met de controlegroep.	
---	---	--

Tabel 5: Cariëspreventie in putten en groeven 'in vitro' of 'in situ'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: kleurstof - golflengte: 1064 nm - contact mode - spotdiameter: 300 µm - 300 µm quartz fiber - pulsenergie: 60 mJ - frequentie: 10 Hz - vermogen: 0,6 W - ED: 84,9 J/cm² - laserprocedure 3 x na elkaar - nadien: 1,23 % APF 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser met APF is effectief in het reduceren van de cariësincidentie. - Na 1 jaar is er een reductie van de cariësincidentie van 39,2 % in vergelijking met de controle groep (enkel APF). 	46
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - contact mode - 300 µm quartz fiber - pulsenergie: 100 mJ - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 250 µs - duur bestraling: 30 s - vermogen: 1 W - ED: 3,33 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Zowel bestraling met de CO₂ laser (10600 nm) als met de Nd:YAG laser verhogen de zuurweerstand van glazuur in putten en groeven. 	47

Tabel 6: Cariëspreventie in het melkgebit 'in vitro'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - contact mode - 320 µm optic fiber - pulsenergie: 80 mJ - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 150 µs - duur bestraling: 30 s - vermogen: 0,8 W - ED: 99,5 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Zowel het gebruik van de Nd:YAG laser als de Er:YAG laser heeft de mogelijkheid om het demineralisatieproces in melktanden tegen te houden. Het effect is vergelijkbaar met het gebruik van APF. 	39
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: 1,23 % APF of 5 % FV (fluoridevernis) - golflengte: 1064 nm - contact mode - 300 µm quartz fiber - pulsenergie: 50 mJ - frequentie 10 Hz - pulsduur: 350 µs 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gebruik van de Nd:YAG laser al dan niet gecombineerd met fluoridegel/vernis is niet effectiever dan het gebruik van fluoride alleen om demineralisatie van glazuur te voorkomen. 	41

<ul style="list-style-type: none"> - duur bestraling: 15 s - vermogen: 1,5 W - ED: 70,7 J/cm² 		
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / of Chinese zwart inkt of 1,23 % APF + Chinese zwarte inkt - golflengte: 1064 nm - pulsenergie: 0,67 J - pulsduur: 10 ns - duur bestraling: 10 s - ED: 11,5 J/cm² - erna: / of 1,23 % APF 	<ul style="list-style-type: none"> - De microhardheid van het glazuur is het grootst na gebruik van de Nd:YAG laser + 1,23 % APF; gevolgd door 1,23 % APF + Nd:YAG laser; gevolgd door Nd:YAG laserapplicatie alleen; gevolgd door de controlegroep waarbij geen behandeling plaatsvond. 	55

4.1.4. Conclusie

Om een gewenst effect te verkrijgen is een goede absorptie van de laserenergie ter hoogte van het oppervlak vereist. De Nd:YAG laser wordt echter slechts beperkt door HA geabsorbeerd. Deze absorptie kan verhoogd worden door het gebruik van zwarte kleurstoffen.

Het instellen van verschillende laserparameters zorgt voor een verschil in het verkregen effect. Aangezien er geen consensus bestaat over de in te stellen parameters, is het zeer moeilijk om studies met elkaar te vergelijken. Sommige studies ontkennen het preventief effect van de Nd:YAG laser^{42, 48, 49}; andere geven aan dat het oppervlak minder oplosbaar en dus cariësresistenter wordt na bestraling met de Nd:YAG laser^{38, 39, 40, 44}. Zowel nanopuls- als micropulsbestraling blijkt volgens sommige studies cariëspreventief te werken. Daarbij dient opgemerkt te worden dat er voldoende aandacht besteed moet worden aan het gebruikte vermogen. Hoe groter het vermogen, hoe meer kans op irreversibele schade van de pulpa.

Fluoride moet continu aanwezig zijn om een blijvend cariëspreventief effect te kunnen verkrijgen. Daarom dient er op zoek gegaan te worden naar nieuwe technieken die langdurig cariëspreventie kunnen bewerkstelligen. Lange termijn 'in vivo' studies zijn noodzakelijk om te evalueren of bestraling met de Nd:YAG laser een langdurig cariëspreventief effect heeft zonder irreversibele pulpaschade te veroorzaken.

Het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser en APF applicatie is slechts beperkt onderzocht. Toch geven studies aan dat cariëspreventie verkregen kan worden. Verder onderzoek is nodig waarbij een onderscheid wordt gemaakt tussen APF applicatie vóór of na laserbestraling.

Ter preventie van cariës in putten en groeven worden sealings frequent toegepast. Er is echter geen enkele studie die het gebruik van de Nd:YAG laser vergelijkt met het plaatsen van klassieke sealings ter preventie van occlusale cariës.

4.2. Verwijderen van carieus tandweefsel en caviteitspreparatie

4.2.1. Inleiding

Het behandelen van cariës met een boor zorgt vaak voor stress en angst bij de patiënt. De patiënt ervaart ongemak en pijn. Lasers zouden een pijnloos en aangenaam hulpmiddel kunnen zijn om cariës te behandelen, wat zowel in het voordeel is van de patiënt als van de tandarts.⁶² Toch heeft lasergebruik ook een aantal nadelen zoals de kostprijs, de trage snelheid van materiaalverwijdering en het potentieel schadelijk effect ter hoogte van de pulpa.⁶³

4.2.2. Verklaring voor het ablatieve effect van de Nd:YAG laser

Het effect van de Nd:YAG laser op het glazuuroppervlak is duidelijk verschillend van het effect op dentine. Glazuur bevat namelijk minder water en organisch materiaal. Na bestraling met de Nd:YAG laser gaat initieel water verloren, gevolgd door collageen. Nadien vindt er smelten en vaporisatie van HA plaats. Er is een minder grote temperatuurstijging nodig om water en collageen te verdringen dan dat er nodig is om eenzelfde hoeveelheid HA te doen smelten. Bij dezelfde laserparameters is er dus meer verlies van dentine dan van glazuur.⁶⁴ Het mechanisme van ablatie is echter nog niet volledig begrepen.

Bij glazuur ontstaat er een krater ten gevolge van het fothermisch effect van de Nd:YAG laser. Rond de centrale krater ontstaan er echter concentrische ringen ten gevolge van een schokgolf, waarbij het glasachtig glazuur versplintert.⁶⁰ Volgens een andere studie zorgt deze schokgolf voor een bijkomend ablatief effect. Wanneer de druk die hiervan uitgaat de druksterkte van de tand overschrijdt, vindt er ablatie van het materiaal plaats.⁶²

Rond de bestraalde zone daalt de hardheid van het glazuur significant. Het klinisch effect hiervan is nog onzeker en dient onderzocht te worden.⁶²

Er dient een onderscheid gemaakt te worden tussen het gebruik van een pulsduur in picoseconden of in nanoseconden. Het gebruik van een Nd:YAG laser met een pulsduur in nanoseconden gaat gepaard met collaterale schade zoals breuken. De afbakening van de zone die ablatie vertoont, is bovendien minder gedetermineerd dan bij gebruik van een Nd:YAG laser met een pulsduur in picoseconden.⁶³

Dentine bestraald met de Nd:YAG laser smelt, herkristalliseert en er ontstaan onderling verbonden druppeltjes dentine. De golflengte van de Nd:YAG laser wordt slechts zeer beperkt door water geabsorbeerd en het dentine wordt opgewarmd tot het verkoolt. Door deze verkooling wordt het dentine donkerder. Deze verdonkering heeft een initiërend effect, aangezien er een betere absorptie ontstaat van Nd:YAG laserlicht. Er zal ablatie van het dentine plaatsvinden. Uit het voorgaande blijkt dat de mate van het ablatieve effect moeilijk te controleren is.⁶⁰ Deze verdonkering van het dentine kan het esthetisch aspect van een restauratie beïnvloeden. Dit probleem kan verholpen worden door gebruik te maken van een voldoende grote waterstroom tijdens de laserbestraling.⁷²

Het smelten, stollen en herkristalliseren is nog ingewikkelder bij het gebruik van een gepulste laser in plaats van een continue laser, wat de onregelmatigheid van het effect van laserbestraling mee verklaart.⁶⁰

Het bekomen effect na bestraling van dentine met de Nd:YAG laser kan sterk variëren. Translucent sclerotisch dentine absorbeert zo goed als geen Nd:YAG laserlicht, waardoor er energietransmissie in de richting van de pulpa plaatsvindt. Donker carieus dentine daarentegen vertoont een betere absorptie waardoor selectieve verwijdering van carieus weefsel mogelijk wordt.⁶⁴

4.2.3. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

In Tabel 7 en Tabel 8 worden verschillende studies omtrent caviteitspreparatie met elkaar vergeleken. Dit vergelijk is niet eenvoudig aangezien de laserinstellingen die gebruikt worden in verschillende studies dikwijls verschillend zijn. Bijgevolg is het niet mogelijk om één eenduidige conclusie te trekken.

Tabel 7: Ablatief effect van de Nd:YAG laser 'in vitro'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron								
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - pulsenergie: 20 mJ, 40 mJ of 80 mJ - frequentie: 1 Hz, 5 Hz of 10 Hz - pulsduur: 15 ns - ED: 2 J/cm², 4 J/cm², 6 J/cm² of 8 J/cm² <p>De data spreken zichzelf tegen in de studie.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Er is meer ablatie na bestraling van gezond dentine met een Er:YSGG laser (2790 nm) of Ho:YSGG laser (2,1 µm) dan met een Nd:YAG laser (< 3 µm). 	59								
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - 'spot'- grootte: 20 µm - pulsduur: 70 µs <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left;">glazuurbestraling</th> <th style="text-align: left;">dentinebestraling</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>1 Hz (of 10 Hz)</td> <td>10 Hz</td> </tr> <tr> <td>3 W</td> <td>1,5 W (of 3 W)</td> </tr> <tr> <td>100 000 J/cm²</td> <td>50 000 J/cm²</td> </tr> </tbody> </table> <p>De data spreken zichzelf tegen in de studie.</p>	glazuurbestraling	dentinebestraling	1 Hz (of 10 Hz)	10 Hz	3 W	1,5 W (of 3 W)	100 000 J/cm ²	50 000 J/cm ²	<ul style="list-style-type: none"> - De Nd:YAG laser veroorzaakt een aanzienlijke smelting en herkristallisatie van dentine, en was moeilijker om gecontroleerd te gebruiken. - De Ho:YAG laser (2010 nm) is meer geschikt dan de Nd:YAG laser voor caviteitspreparatie in zowel glazuur als dentine. 	60
glazuurbestraling	dentinebestraling									
1 Hz (of 10 Hz)	10 Hz									
3 W	1,5 W (of 3 W)									
100 000 J/cm ²	50 000 J/cm ²									
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - 320 µm fiber - frequentie: 20 Hz - vermogen: 2 W, 3W, 4W of 6 W - met continue waterkoeling - de procedure wordt 1-4 keer herhaald 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gebruik van Carisolv gevolgd door Nd:YAG laserbestraling (4-6 W) is effectief voor het verwijderen van carieus dentine. - Er werd geen temperatuurstijging van meer dan 3-4 °C waargenomen. 	61								
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: Indische zwarte inkt - golflengte: 1064 nm - spotdiameter: 0,4 mm - quartz fiber - pulsenergie: 200 mJ - frequentie: 1 Hz - pulsduur: 100 µs - ED: 160 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gebruik van de gepulste Nd:YAG laser in combinatie met kleurstof is geschikt voor het verkrijgen van caviteitspreparaties in glazuur zonder schade aan het omgevend weefsel. - De combinatie met kleurstof zorgt voor een effectieve preventie van te grote temperatuurstijging ter hoogte van de pulpa. 	62								
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / - golflengte: 1064 nm - frequentie: 15 Hz - pulsduur: 100 ps of 6 ns - duur bestraling: 30 s - vermogen: 200 mW, 150 mW, of 100 mW 	<ul style="list-style-type: none"> - Bestraling met een Nd:YAG laser die gebruik maakt van een pulsduur in picoseconden creëert een goed gedefinieerde krater (in glazuur), met weinig collaterale effecten. - Bestraling met een Nd:YAG laser die gebruik maakt van een pulsduur in nanoseconden gaat gepaard met collaterale schade zoals mechanische stress en fracturen. De geometrie van de regio die ablatie vertoont, is minder goed gedefinieerd. 	63								

<p>- vooraf: / - golflengte: 1064 nm - 320 µm silica fiber - pulsduur: 150 µs - duur bestraling: 2 s</p> <table border="1" data-bbox="188 405 783 555"> <thead> <tr> <th><u>10Hz</u></th> <th><u>15 Hz</u></th> <th><u>20 Hz</u></th> <th><u>30 Hz</u></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>30 mJ</td> <td>33 mJ</td> <td>37 mJ</td> <td>33 mJ</td> </tr> <tr> <td>100 mJ</td> <td></td> <td>180 mJ</td> <td>66 mJ</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td></td> <td>100 mJ</td> </tr> </tbody> </table>	<u>10Hz</u>	<u>15 Hz</u>	<u>20 Hz</u>	<u>30 Hz</u>	30 mJ	33 mJ	37 mJ	33 mJ	100 mJ		180 mJ	66 mJ				100 mJ	<p>- Na Nd:YAG laserbestraling is er een substantiële verandering in de structuur van glazuur en dentine, zelfs bij gebruik van relatief lage ED. - Er is veel variatie tussen de verschillende steekproeven. - De temperatuurstijging was groot. Verder onderzoek hiernaar is nodig.</p>	64																							
<u>10Hz</u>	<u>15 Hz</u>	<u>20 Hz</u>	<u>30 Hz</u>																																						
30 mJ	33 mJ	37 mJ	33 mJ																																						
100 mJ		180 mJ	66 mJ																																						
			100 mJ																																						
<p>- vooraf: zwarte inkt - golflengte: 1064 nm - non contact mode: op 1 mm van het oppervlak - 320 µm fiber - frequentie: 20 Hz - vermogen: 2 W</p>	<p>- De microhardheid van het bestraalde dentine verminderde zowel met de Nd:YAG laser als met de Er,Cr:YSGG laser (2780 nm). Dit effect was meer uitgesproken bij de Er,Cr:YSGG laser. - Beide lasers leiden tot significante thermische schade.</p>	65																																							
<p>- vooraf: / of kleurstof - golflengte: 1064 nm - spotdiameter: 165 µm - frequentie: 2,5 Hz, 5,4 Hz of 10,5 Hz - pulsduur: 30 ns</p> <table border="1" data-bbox="188 1066 783 1541"> <thead> <tr> <th><u>2,5 Hz</u></th> <th><u>5,4 Hz</u></th> <th><u>10,5 Hz</u></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,07 J*</td> <td>0,07 J*</td> <td>0,07 J*</td> </tr> <tr> <td>2,3 J**</td> <td>2,3 J**</td> <td>2,3 J**</td> </tr> <tr> <td>327 J/cm²</td> <td>327 J/cm²</td> <td>327 J/cm²</td> </tr> <tr> <td>0,11 J*</td> <td>0,08 J*</td> <td>0,08 J*</td> </tr> <tr> <td>3,63 J**</td> <td>2,64 J**</td> <td>2,64 J**</td> </tr> <tr> <td>515 J/cm²</td> <td>374 J/cm²</td> <td>374 J/cm²</td> </tr> <tr> <td>0,12 J*</td> <td>0,11 J*</td> <td>0,11 J*</td> </tr> <tr> <td>3096 J**</td> <td>3,63 J**</td> <td>3,63 J**</td> </tr> <tr> <td>561 J/cm²</td> <td>515 J/cm²</td> <td>515 J/cm²</td> </tr> <tr> <td>0,13 J*</td> <td>0,13 J*</td> <td>0,13 J*</td> </tr> <tr> <td>4,29 J**</td> <td>4,29 J**</td> <td>4,29 J**</td> </tr> <tr> <td>608 J/cm²</td> <td>608 J/cm²</td> <td>608 J/cm²</td> </tr> </tbody> </table> <p>*energie per puls ** totale energie</p>	<u>2,5 Hz</u>	<u>5,4 Hz</u>	<u>10,5 Hz</u>	0,07 J*	0,07 J*	0,07 J*	2,3 J**	2,3 J**	2,3 J**	327 J/cm ²	327 J/cm ²	327 J/cm ²	0,11 J*	0,08 J*	0,08 J*	3,63 J**	2,64 J**	2,64 J**	515 J/cm ²	374 J/cm ²	374 J/cm ²	0,12 J*	0,11 J*	0,11 J*	3096 J**	3,63 J**	3,63 J**	561 J/cm ²	515 J/cm ²	515 J/cm ²	0,13 J*	0,13 J*	0,13 J*	4,29 J**	4,29 J**	4,29 J**	608 J/cm ²	608 J/cm ²	608 J/cm ²	<p>- Een grotere hoeveelheid geleverde energie en de aanwezigheid van kleurstof zorgen voor de productie van diepere dentinekraters. - De frequentie heeft geen effect op de kraterdiepte. - Of uitwendig of inwendig dentine* bestraald werd, heeft geen effect op de kraterdiepte.</p> <p>* inwendig dentine = dentine dicht tegen de pulpa * uitwendig dentine = dentine dicht tegen het glazuur</p>	66
<u>2,5 Hz</u>	<u>5,4 Hz</u>	<u>10,5 Hz</u>																																							
0,07 J*	0,07 J*	0,07 J*																																							
2,3 J**	2,3 J**	2,3 J**																																							
327 J/cm ²	327 J/cm ²	327 J/cm ²																																							
0,11 J*	0,08 J*	0,08 J*																																							
3,63 J**	2,64 J**	2,64 J**																																							
515 J/cm ²	374 J/cm ²	374 J/cm ²																																							
0,12 J*	0,11 J*	0,11 J*																																							
3096 J**	3,63 J**	3,63 J**																																							
561 J/cm ²	515 J/cm ²	515 J/cm ²																																							
0,13 J*	0,13 J*	0,13 J*																																							
4,29 J**	4,29 J**	4,29 J**																																							
608 J/cm ²	608 J/cm ²	608 J/cm ²																																							
<p>- vooraf: / of kleurstof - golflengte: 1064 nm - non contact mode - spotdiameter: 165 µm - frequentie: 2,5 Hz, 5,4 Hz of 10,5 Hz</p> <table border="1" data-bbox="188 1827 783 1977"> <thead> <tr> <th><u>2,28 J**</u></th> <th><u>2,64 J**</u></th> <th><u>3,6 J**</u></th> <th><u>4,2 J**</u></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,76 J*</td> <td>0,88 J*</td> <td>1,2 J*</td> <td>1,4 J*</td> </tr> <tr> <td>3,5 kJ/cm²</td> <td>4 kJ/cm²</td> <td>5,6 kJ/cm²</td> <td>6,5 kJ/cm²</td> </tr> </tbody> </table> <p>*energie per puls ** totale energie</p>	<u>2,28 J**</u>	<u>2,64 J**</u>	<u>3,6 J**</u>	<u>4,2 J**</u>	0,76 J*	0,88 J*	1,2 J*	1,4 J*	3,5 kJ/cm ²	4 kJ/cm ²	5,6 kJ/cm ²	6,5 kJ/cm ²	<p>- Hogere energiewaarden, de aanwezigheid van kleurstof en inwendig dentine creëren diepere kraters. - Een stijging in de frequentie creëert ondiepere kraters.</p>	67																											
<u>2,28 J**</u>	<u>2,64 J**</u>	<u>3,6 J**</u>	<u>4,2 J**</u>																																						
0,76 J*	0,88 J*	1,2 J*	1,4 J*																																						
3,5 kJ/cm ²	4 kJ/cm ²	5,6 kJ/cm ²	6,5 kJ/cm ²																																						

<p>- vooraf: kleurstof - golflengte: 1064 nm - spotdiameter: 165 µm</p> <p>A:</p> <p>- frequentie: 10,5 Hz - pulsduur: 7 ms</p> <table border="1" data-bbox="188 439 783 624"> <tr> <td><u>2,28 J**</u></td> <td><u>2,64 J**</u></td> <td><u>3,6 J**</u></td> <td><u>4,2 J**</u></td> </tr> <tr> <td>0,76 J*</td> <td>0,88 J*</td> <td>1,2 J*</td> <td>1,4 J*</td> </tr> <tr> <td>3,5 kJ/cm²</td> <td>4 kJ/cm²</td> <td>5,6 kJ/cm²</td> <td>6,5 kJ/cm²</td> </tr> <tr> <td>0,28 s</td> <td>0,28 s</td> <td>0,28 s</td> <td>0,28 s</td> </tr> </table> <p>B:</p> <p>- frequentie: 10 Hz - pulsduur: 35 ps</p> <table border="1" data-bbox="188 766 783 952"> <tr> <td><u>2,28 J**</u></td> <td><u>2,64 J**</u></td> <td><u>3,6 J**</u></td> <td><u>4,2 J**</u></td> </tr> <tr> <td>0,019 J*</td> <td>0,0355 J*</td> <td>0,0345 J*</td> <td>0,029 J*</td> </tr> <tr> <td>89 kJ/cm²</td> <td>166 kJ/cm²</td> <td>161 kJ/cm²</td> <td>0,135 kJ/cm²</td> </tr> <tr> <td>12 s</td> <td>7,4 s</td> <td>10,4 s</td> <td>14,5 s</td> </tr> </table> <p>*energie per puls ** totale energie</p>	<u>2,28 J**</u>	<u>2,64 J**</u>	<u>3,6 J**</u>	<u>4,2 J**</u>	0,76 J*	0,88 J*	1,2 J*	1,4 J*	3,5 kJ/cm ²	4 kJ/cm ²	5,6 kJ/cm ²	6,5 kJ/cm ²	0,28 s	0,28 s	0,28 s	0,28 s	<u>2,28 J**</u>	<u>2,64 J**</u>	<u>3,6 J**</u>	<u>4,2 J**</u>	0,019 J*	0,0355 J*	0,0345 J*	0,029 J*	89 kJ/cm ²	166 kJ/cm ²	161 kJ/cm ²	0,135 kJ/cm ²	12 s	7,4 s	10,4 s	14,5 s	<p>- Diepere kraters werden geassocieerd met inwendig dentine en langere pulsduur. - Er is geen duidelijk verband tussen de kraterdiepte en de gebruikte energie. - Er was geen oppervlakkige verkoling in groep B (pulsduur in picoseconden).</p>	68
<u>2,28 J**</u>	<u>2,64 J**</u>	<u>3,6 J**</u>	<u>4,2 J**</u>																															
0,76 J*	0,88 J*	1,2 J*	1,4 J*																															
3,5 kJ/cm ²	4 kJ/cm ²	5,6 kJ/cm ²	6,5 kJ/cm ²																															
0,28 s	0,28 s	0,28 s	0,28 s																															
<u>2,28 J**</u>	<u>2,64 J**</u>	<u>3,6 J**</u>	<u>4,2 J**</u>																															
0,019 J*	0,0355 J*	0,0345 J*	0,029 J*																															
89 kJ/cm ²	166 kJ/cm ²	161 kJ/cm ²	0,135 kJ/cm ²																															
12 s	7,4 s	10,4 s	14,5 s																															
<p>- vooraf: / - golflengte: 1064 nm - non contact mode: op >1 mm van het oppervlak - spotdiameter: 2 mm - totale energie: 0,6 J - één enkele puls - pulsduur: 2 ms</p>	<p>- Na bestraling met de Nd:YAG laser of de CO₂ laser (10600 nm) was het HA ontbonden en het collageen in dentine verkoold. - Bestraling met de Er:YAG laser (2940 nm) vertoont diepere kraters zonder schade aan het omgevend dentine; maar de Nd:YAG laser en de CO₂ laser zijn meer geschikt voor oppervlaktebehandelingen.</p>	69																																

Tabel 8: Ablatief effect van de Nd:YAG laser 'in vivo'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<p>- vooraf: / - golflengte: 1064 nm - contact mode - 300 µm silica fiber - pulsenergie: 100 mJ - frequentie: 20 Hz - vermogen: 2,0 W</p>	<p>- De gepulste Nd:YAG laser is veilig en effectief voor het verwijderen van oppervlaktecariës.</p>	70
<p>- vooraf: / - golflengte: 1064 nm - 320 µm quartz fiber - pulsenergie: tot 100 mJ (gemiddeld 68±25 mJ) - totale energie: 27±12 J - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 150 µs</p>	<p>- Met de gepulste Nd:YAG laser werden 1^e en 2^e graad cariës verwijderd. Vervolgens bleven de tanden ongerestaureerd of werden ze gerestaureerd met sealings, composiet, amalgaam, een tijdelijke vulling of een kroon.</p>	71

- totaal aantal pulsen: 445±214 - vermogen: tot 1,0 W	- Na 3 jaar bleven alle tanden vitaal en asymptomatisch. De restauraties bleven intact.	
--	---	--

4.2.4. Conclusie

Niet alle lasers zijn even geschikt voor caviteitspreparatie. De golflengte van de gebruikte laser is hierbij essentieel. Nd:YAG laserlicht wordt slechts zeer beperkt door tandweefsel geabsorbeerd. Het gebruik van lichtabsorberende kleurstoffen kan een hulpmiddel zijn om de absorptie te verhogen.⁶²

Het gebruik van de Nd:YAG laser heeft bovendien een aantal nadelen zoals de kostprijs, de trage snelheid van materiaalverwijdering en het potentieel schadelijk effect ter hoogte van de pulpa (zie 4.3). Daarnaast is er risico op collaterale schade ter hoogte van het tandoppervlak.⁶³ De Nd:YAG laser vereist een relatief hoge ED om ablatie in harde tandweefsels te bekomen.⁶⁵ Voor het verwijderen van dentine bijvoorbeeld is een minimale ED van 207 J/cm² vereist (bij gebruik van een 320 µm fiber).⁶⁷ Deze hoge ED heeft als gevolg dat er verschillende negatieve thermische effecten kunnen optreden zoals smelten, barsten, verglazen, verbranden of verkolen van het glazuur en dentine; en het veroorzaken van intrapulpaire temperatuurstijging.⁶⁵

Bovendien is het moeilijk om de meest geschikte laserparameters te bepalen aangezien er een sterke variatie is in glazuur en dentine. Het gebruik van een pulsduur in picoseconden in plaats van in nanoseconden bijvoorbeeld zou een potentieel voordeel kunnen bieden.^{63, 68}

De Nd:YAG laser is dus niet de meest geschikte laser voor caviteitspreparatie omwille van de beperkte graad van absorptie en het potentieel schadelijk effect ter hoogte van de pulpa.

4.3. Schadelijke effecten op de pulpa

4.3.1. Thermisch effect op de pulpa

Het bestralen van harde tandweefsels met de Nd:YAG laser moet zeer voorzichtig gebeuren. Naast het positieve beoogde effect kunnen er thermische neveneffecten optreden die zowel de pulpa, het parodontaal weefsel als het omgevend zachte weefsel kunnen beschadigen. Waterkoeling bij laserbestraling kan dit negatieve effect beperken maar niet helemaal neutraliseren, net zoals bij het gebruik van de klassieke boor.

Een temperatuurstijging van 6 °C ter hoogte van de pulpa veroorzaakt irreversibele pulpaschade. Er treedt necrose van de pulpa op bij een temperatuurstijging van ongeveer 11 °C.⁷⁹

Het effect bij het gebruik van een continue laser of van een gepulste laser verschilt significant. Bij continue lasers is er een gestage toename van de temperatuur in de tand. De grootte van de temperatuurstijging is afhankelijk van de gebruikte energie-instelling, de warmtecapaciteit van de tand, de snelheid van warmte diffusie doorheen de tand en de graad van verstrooiing, absorptie of transmissie van het laserlicht. Bij gepulste lasers kunnen er verschillende effecten optreden.

Wanneer de pulsduur kort genoeg is, kan de verhoogde temperatuur ontstaan tijdens de puls, terug afgekoeld worden in afwachting op de volgende puls. Wanneer er echter onvoldoende tijd is tussen de pulsen, dan zal er een trapsgewijze temperatuurstijging plaatsvinden. De pulsduur en de frequentie zijn dus sterk bepalend voor het thermisch effect.^{66, 73}

Daarnaast vormt de dikte van het dentine een belangrijke parameter. Hoe dikker het dentine, hoe groter de afstand tot de pulpa, hoe minder kans op irreversibele pulpaschade.^{79,80}

De temperatuurstijging die optreedt ter hoogte van de pulpa is ook afhankelijk van de richting van de dentinetubuli. Dentinetubuli die evenwijdig lopen met het oppervlak voorkomen significante warmtepenetratie. Tubuli evenwijdig aan de richting van de laserstraal ondersteunen de warmtepenetratie in de richting van de pulpa.⁸¹

Wordt er gebruik gemaakt van een hoog vermogen of van hoge energiewaarden, dan is er uiteraard ook meer kans op irreversibele pulpaschade.⁷⁶

De mate van koeling is voorspelbaar bij lasers waarvan de golflengte goed geabsorbeerd wordt door het doelweefsel. Wanneer er een matige of slechte absorptie plaatsvindt, is dit koelend effect moeilijk te berekenen. Voor de Nd:YAG laser kan het fenomeen van thermische relaxatie goed gedefinieerd worden bij bestraling van zachte weefsels, maar niet bij harde weefsels zoals glazuur, dentine en bot.⁷³

4.3.2. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

De ingestelde laserparameters bepalen zeer sterk de mate van temperatuurtoename ter hoogte van de pulpa. In Tabel 9 en Tabel 10 wordt respectievelijk een overzicht gegeven van de gebruikte emissiekenmerken en het daaraan gerelateerde thermisch effect in het definitieve gebit en in het melkgebit.

Tabel 9: Thermisch effect van de Nd:YAG laser in het definitieve gebit

Emissiekenmerken Nd:YAG laser					Bekomen resultaat van de studie	Bron
- droog of met waterkoeling op omgevingstemperatuur - golflengte: 1064 nm - 200 µm fiber - frequentie: 20 Hz of 30 Hz - pulsduur: 150 µs - duur bestraling: 10 s - vermogen: 3 W - totale energie: 30 J of 36 J					- Het gebruik van waterkoeling tijdens bestraling van dentine is effectief in het reduceren van de piektemperatuur. - De bekomen temperatuurstijging is echter niet aanvaardbaar voor de pulpa, ook wanneer waterkoeling plaatsvindt.	73
- golflengte: 1064 nm - 'spot'-grootte: 2 mm - pulsduur: continu of 0,2 s tot 0,7 s - vermogen: tussen 3 W en 35 W - totale energie: tussen 6 J en 70 J - ED: tussen 190 J/cm ² en 2228 J/cm ²					- Bestraling van glazuur en dentine met de Nd:YAG laser leidt tot oververhitting van de pulpa. - De Nd:YAG laser is niet het geschikte middel voor behandeling van harde tandweefsels.	74
- golflengte: 1064 nm - laserstraal diameter: 0,8 mm - ED: 180 J/cm ²					- Nd:YAG laserbestraling is niet veilig bij behandeling van tandweefsel door de te hoge temperatuurstijging ter hoogte van de pulpa.	75
<u>150 mJ*</u>	<u>300 mJ*</u>	<u>450 mJ*</u>	<u>900 mJ*</u>			
6 pulsen 0,9 ms** 300 ms***	3 pulsen 0,9 ms** 300 ms***	2 pulsen 0,9 ms** 300 ms***	1 puls 0,9 ms**			
6 pulsen 90 ms** 300 ms***	3 pulsen 90 ms** 300 ms***	2 pulsen 90 ms** 300 ms***	1 puls 90 ms**			

<p>* energie per puls ** pulsduur *** puls interval</p>																										
<p>- golflengte: 1064 nm</p> <table border="1" data-bbox="188 369 778 846"> <thead> <tr> <th></th> <th>1 mm*</th> <th>4 mm*</th> <th>8 mm*</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="3">51 J/cm²</td> <td>4 W 100 ms**</td> <td>4 W 1,6 s**</td> <td>4 W 6,4 s**</td> </tr> <tr> <td>2 W 200 ms**</td> <td>2 W 3,2 s**</td> <td>2 W 12,8 s**</td> </tr> <tr> <td>1 W 400 ms**</td> <td>1 W 6,4 s**</td> <td>1 W 25,6 s**</td> </tr> <tr> <td rowspan="3">102 J/cm²</td> <td>4 W 200 ms**</td> <td>4 W 3,2 s**</td> <td>4 W 12,8 s**</td> </tr> <tr> <td>2 W 400 ms**</td> <td>2 W 6,4 s**</td> <td>2 W 25,6 s**</td> </tr> <tr> <td>1 W 800 ms**</td> <td>1 W 12,8 s**</td> <td>1 W 51,2 s**</td> </tr> </tbody> </table> <p>* laserstraal diameter ** pulsduur</p>		1 mm*	4 mm*	8 mm*	51 J/cm ²	4 W 100 ms**	4 W 1,6 s**	4 W 6,4 s**	2 W 200 ms**	2 W 3,2 s**	2 W 12,8 s**	1 W 400 ms**	1 W 6,4 s**	1 W 25,6 s**	102 J/cm ²	4 W 200 ms**	4 W 3,2 s**	4 W 12,8 s**	2 W 400 ms**	2 W 6,4 s**	2 W 25,6 s**	1 W 800 ms**	1 W 12,8 s**	1 W 51,2 s**	<p>- Voor een opgegeven ED kan de maximale temperatuurstijging toenemen bij een toename in de diameter van de laserstraal, en bij het gebruik van een hoger vermogen. - Voor een opgegeven vermogen en een opgegeven diameter van de laserstraal kan de maximale temperatuurstijging toenemen bij een stijging van de ED.</p>	76
	1 mm*	4 mm*	8 mm*																							
51 J/cm ²	4 W 100 ms**	4 W 1,6 s**	4 W 6,4 s**																							
	2 W 200 ms**	2 W 3,2 s**	2 W 12,8 s**																							
	1 W 400 ms**	1 W 6,4 s**	1 W 25,6 s**																							
102 J/cm ²	4 W 200 ms**	4 W 3,2 s**	4 W 12,8 s**																							
	2 W 400 ms**	2 W 6,4 s**	2 W 25,6 s**																							
	1 W 800 ms**	1 W 12,8 s**	1 W 51,2 s**																							
<p>- golflengte: 1064 nm - 320 µm fiber</p> <table border="1" data-bbox="188 987 778 1458"> <thead> <tr> <th>10 Hz</th> <th>20 Hz</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0,3 W 30 mJ* 10 s, 15 s of 30 s</td> <td>1 W 50 mJ* 10 s, 15 s of 30 s</td> </tr> <tr> <td>0,5 W 50 mJ* 10 s, 15 s of 30 s</td> <td>2 W 100 mJ* 10 s, 15 s of 30 s</td> </tr> <tr> <td>0,7 W 70 mJ* 10 s, 15 s of 30 s</td> <td>2,5 W 125 mJ* 10 s, 15 s of 30 s</td> </tr> <tr> <td>1 W 100 mJ* 10 s, 15 s of 30 s</td> <td>3,0 W 150 mJ* 10 s, 15 s of 30 s</td> </tr> </tbody> </table> <p>* energie per puls</p>	10 Hz	20 Hz	0,3 W 30 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	1 W 50 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	0,5 W 50 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	2 W 100 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	0,7 W 70 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	2,5 W 125 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	1 W 100 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	3,0 W 150 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	<p>- Bestraling met de Nd:YAG laser bij een voldoende dikke laag resterend dentine veroorzaakt geen devitaliserende intrapulpaal temperatuurstijging.</p>	77														
10 Hz	20 Hz																									
0,3 W 30 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	1 W 50 mJ* 10 s, 15 s of 30 s																									
0,5 W 50 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	2 W 100 mJ* 10 s, 15 s of 30 s																									
0,7 W 70 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	2,5 W 125 mJ* 10 s, 15 s of 30 s																									
1 W 100 mJ* 10 s, 15 s of 30 s	3,0 W 150 mJ* 10 s, 15 s of 30 s																									
<p>- golflengte: 1064 nm - contact mode - 320 µm silica fiber - 'spot'-grootte: 2 mm - frequentie: 20 Hz - duur bestraling: 30 s - vermogen: 3 W</p>	<p>- Zelfs bij een dikte van 2 mm resterend dentine zorgt bestraling met de Nd:YAG laser voor een temperatuurstijging die tot verlies van vitaliteit van de pulpa leidt.</p>	78																								
<p>- vooraf: zwarte kleurstof - frequentie 10 Hz of 20 Hz - vermogen: 1 W, 2 W of 3 W - energie: 9,6 J, 12 J, 24 J of 36 J</p>	<p>- Het gebruik van een vermogen van 1-3 W veroorzaakt lokale inflammatie van de pulpa, met mogelijk irreversibele schade. - De mate van temperatuurstijging is afhankelijk van de resterende dikte van het dentine en van het gebruikte vermogen.</p>	79																								

<ul style="list-style-type: none"> - waterkoeling op omgevingstemperatuur - vooraf: zwarte inkt - golflengte: 1064 nm - 320 µm fiber - frequentie: 30 Hz - vermogen: 1 W of 3 W - ED: 156 J/cm² of 467 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Er is een temperatuurstijging ter hoogte van de pulpa en een stijging van de pulpale druk bij een toename in ED en een afname in dikte van het resterend dentine. - Het is nog onduidelijk of deze stijging klinische consequenties heeft. 	80
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: / of zwarte inkt - vooraf: droog of bevochtigd oppervlak - golflengte: 1060 nm - contact mode - 320 µm fiber - pulsenergie: 83-100 mJ - frequentie: 10-20 Hz - duur bestraling: 20-260 s 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gebruik van de Nd:YAG laser met een totale energie van 80 J veroorzaakt een temperatuurstijging die niet aan te raden is. 	81

Tabel 10: Thermisch effect van de Nd:YAG laser in het melkgebit

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - spotdiameter: 100 µm - frequentie: 100 Hz - pulsduur: 100 ps - pulsinterval: 13,2 ns - duur bestraling: 30 s - vermogen: 200 mW, 300 mW of 350 mW 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gebruik van een Nd:YAG laser met pulsen in picoseconden is een veilig middel voor ablatie in melktanden. 	82

4.3.3. Conclusie

Temperatuurstijging ter hoogte van de pulpa kan leiden tot irreversibele pulpitis of necrose van de pulpa. Het al of niet gebruiken van een Nd:YAG laser wordt gelimiteerd door een vaak te hoge intrapulpaire temperatuur.

Er zijn een aantal parameters die de mate van temperatuurstijging ter hoogte van de pulpa beïnvloeden zoals het gebruik van een continue of een gepulste laserstraal, de pulsduur, de frequentie, de duur van de bestraling, de dikte van het dentine, het gebruikte vermogen en de gebruikte hoeveelheid energie. Uiteraard speelt de absorptie van de laserstraal ter hoogte van het doelweefsel ook een belangrijke rol. Zoals hoger vermeld, kan de absorptie van Nd:YAG laserlicht toenemen door het gebruik van zwarte kleurstoffen.

Het gebruik van waterkoeling kan de temperatuurstijging beperken, maar niet volledig neutraliseren. In studies wordt er steeds gebruik gemaakt van een waterkoeling op kamertemperatuur. De vraag stelt zich of waterkoeling op lagere temperatuur kan zorgen voor een grotere reductie van de intrapulpaire temperatuurstijging. Hierover zijn echter nog geen data in de literatuur beschikbaar. Ook is het aantal studies met betrekking op het melkgebit zeer beperkt.

De intrapulpaire temperatuurstijging berekend bij 'in vitro' studies en 'in vivo' studies verschilt van elkaar. Zo is er 'in vivo' continu een bloedstroom aanwezig in de pulpa waardoor er versnelde koeling plaatsvindt ten opzichte van 'in vitro' studies.⁷³

4.4. Verwijderen van composiet

Er zijn nog geen studies beschikbaar omtrent het verwijderen van composietrestauraties met de Nd:YAG laser.

Ook het verwijderen van resten composiet met de Nd:YAG laser na het verwijderen van orthodontische brackets is slechts beperkt onderzocht. Conventionele methoden zoals het gebruik van scalers, groene rubberjes, ultrasone verwijdering of het gebruik van de boren veroorzaken vaak schade aan het onderliggend glazuur. Door het selectief verwijderen van kunsthars (KH) met lasers zou deze schade beperkt kunnen worden.^{83, 84} In Tabel 11 worden de emissiekenmerken van de Nd:YAG laser en het bekomen resultaat uit de studies opgeijst.

Tabel 11: Het verwijderen van composietresten met de Nd:YAG laser na het verwijderen van orthodontische brackets

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
- golflengte: 355 nm (3 rd harmonic generation) - spotdiameter: 200 µm - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 10 ns - 30 pulsen - ED: 1,26 J/cm ²	- Selectieve ablatie van composiet is mogelijk zonder waarneembare thermische of mechanische schade aan het onderliggend glazuur.	⁸³
- golflengte: 60 % 532 nm en 40 % 1064 nm - non contact mode: op 1 mm van het oppervlak - 300 µm fiber - frequentie: 60 Hz, 80 Hz of 100 Hz - duur bestraling: 2 s, 3 s, 4 s, 5 s, 10 s of 15 s	- De meeste geschikte conditie wordt bereikt met een frequentie van 100 Hz en een bestralingsduur van 3 s. - Bestraling met deze Nd:YAG laser zorgt voor degradatie van de mechanische eigenschappen van het composiet.	⁸⁴

De beschikbaarheid van literatuur omtrent het verwijderen van restauratiematerialen met de Nd:YAG laser is zeer beperkt. Verder onderzoek is nodig.

4.5. Hechting aan tandweefsel

Er wordt gestreefd naar een optimale hechting aan tandweefsel. Deze hechting is echter niet steeds eenvoudig te realiseren waardoor er op zoek gegaan moet worden naar nieuwe technieken om de hechtsterkte te optimaliseren.

Een falende hechting kan gepaard gaan met talrijke problemen zoals randverkleuring, het loskomen van de restauratie, een slechte randaansluiting wat de kans op secundaire cariës vergroot en coronale lekkage waardoor irritatie van de pulpa kan plaatsvinden.

4.5.1. Hechting aan glazuur

4.5.1.1. Inleiding

Bij het hechten aan glazuur staat micromechanische retentie centraal. Klassiek wordt met de zuur-ets techniek het oppervlakkig glazuur verwijderd en wordt er een microporeus oppervlak gecreëerd. Hechting kan vervolgens verkregen worden door impregnatie van de microporositeiten met een bonding. Er worden resin tags gevormd.

Etsen met fosforzuur heeft geleid tot een hoge hechtsterkte aan glazuur en een vermindering van de microlekkage van composietvullingen.⁸⁵ Toch kent klassiek etsen een aantal nadelen zoals het verwijderen van het oppervlakkig glazuur, de variabiliteit in etsdiepte, de contaminatie van het geëtsd glazuuroppervlak met water of olie en het gevaar voor schade aan de omgevende zachte weefsels.^{85, 98} De vraag stelt zich of de hechtsterkte aan glazuur verhoogd kan worden door gebruik te maken van een Nd:YAG laser in plaats van fosforzuur.

4.5.1.2. De invloed van de Nd:YAG laser op de hechting aan glazuur

Bestraling van het glazuuroppervlak met de Nd:YAG laser vóór het appliceren van een adhesief zou een alternatief kunnen zijn voor het etsen met fosforzuur. Het gebruik van lasertechnologie heeft als voordeel dat de meest geschikte frequentie, vermogen en tijdsinstellingen geselecteerd kunnen worden. Dit zou toelaten om het verwijderen van het oppervlakkig glazuur en de dieptewerking effectiever te controleren in vergelijking met de zuur-ets techniek. Toch dient ook rekening gehouden te worden met de mogelijke toename in pulpatemperatuur na laserbestraling.⁹⁸ Er vindt namelijk geen goede absorptie plaats van Nd:YAG laserlicht noch in HA, noch in water. Om de absorptie van het Nd:YAG laserlicht te verhogen, wordt het glazuur best gecoat met zwarte inkt. Bestraling met de Nd:YAG laser zorgt voor microscopische veranderingen van het glazuuroppervlak: er worden onregelmatige zeepbelachtige caviteiten gevormd.^{85, 99} De porositeit is lager dan die verkregen na het etsen met fosforzuur. Er wordt een niet-uniform ruw patroon waargenomen dat minder mechanische retentie biedt en bijgevolg ook een lagere hechtsterkte vertoont in vergelijking met het etsen met fosforzuur.⁸⁵

4.5.1.3. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

In Tabel 12 en Tabel 13 worden de emissiekenmerken van de Nd:YAG laser, de gebruikte adhesieprocedure en de resultaten uit de verschillende studies opgelijst.

Tabel 12: Hechting van composiet aan glazuur via een adhesiefsysteem 'in vitro'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Adhesieprocedure	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: Indische zwarte inkt - golflengte: 1064 nm - spotdiameter: 3 mm - pulsenergie: 80 mJ - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 0,1 s - duur bestraling: 10 s - vermogen: 0,8 W 	<ul style="list-style-type: none"> - 35 % fosforzuur, 15 s of Nd:YAG laser, 10 s - spoelen, drogen - adhesief (Single Bond, 3M) - polymerisatie adhesief, 10 s 	Er wordt een hogere hechtsterkte bekomen met de zuur-ets techniek dan met de Nd:YAG laser.	⁸⁵
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - pulsenergie: 60 mJ of 80 mJ - frequentie: 15 Hz of 20 Hz - duur bestraling: 15 s 	<ul style="list-style-type: none"> - Nd:YAG laser - adhesief <p>De adhesieprocedure werd onvolledig uiteengezet in het artikel.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Etsen met fosforzuur blijft de eerste keuze indien de caviteit geprepareerd werd met roterende instrumentaria. - Indien de caviteit geprepareerd werd met 	⁹⁶

		laserbestraling, is additioneel etsen met fosforzuur niet meer nodig.									
<p>- golflengte: 1064 nm</p> <table border="1"> <tr> <td><u>continu</u></td> <td><u>gepulst</u></td> </tr> <tr> <td>25,47 J/cm²</td> <td>25,47 J/cm²</td> </tr> <tr> <td>2,0 s</td> <td>90 s</td> </tr> <tr> <td>1,26 cm²*</td> <td>0,71 cm²*</td> </tr> </table> <p>* grootte van het bestraald oppervlak</p>	<u>continu</u>	<u>gepulst</u>	25,47 J/cm ²	25,47 J/cm ²	2,0 s	90 s	1,26 cm ² *	0,71 cm ² *	De adhesieprocedure werd niet uiteengezet in het artikel.	<p>- De oppervlakteruwheid en de morfologie van het oppervlak bij gebruik van een CO₂/Nd:YAG laser zijn vergelijkbaar met die van een oppervlak dat behandeld werd met 37 % fosforzuur.</p> <p>- Onafhankelijk gebruik van de Nd:YAG laser (dus zonder CO₂ laser) resulteert in een matig ruw oppervlak.</p>	⁹⁷
<u>continu</u>	<u>gepulst</u>										
25,47 J/cm ²	25,47 J/cm ²										
2,0 s	90 s										
1,26 cm ² *	0,71 cm ² *										
<p>- vooraf: zwarte initiator gel</p> <p>- golflengte: 1064 nm</p> <p>- 300 µm fiber</p> <p>- frequentie: 10 Hz, 15 Hz, 20 Hz, 30 Hz, 40 Hz, 50 Hz of 60 Hz</p> <p>- pulsenergie: 30 mJ, 60 mJ, 80 mJ, 100 mJ of 200 mJ</p>	De adhesieprocedure werd niet uiteengezet in het artikel.	<p>- Na bestraling met een Nd:YAG laser heeft het glazuur een honingraatstructuur die vergelijkbaar is met het oppervlak verkregen na etsen met 37 % fosforzuur.</p> <p>- De hoogste gemiddelde treksterkte (4,1 MPa) werd bekomen bij volgende parameters: 15 Hz en 80 mJ.</p>	⁹⁸								
<p>- vooraf: laser enhancing gel</p> <p>- golflengte: 1064 nm</p> <p>- non-contact mode: 3 mm van het oppervlak</p> <p>- 320 µm quartz fiber</p> <p>- totale energie: 18 J, 24 J, 48 J, 60 J, 75 J of 105 J</p> <p>- frequentie: 10 Hz, 15 Hz of 20 Hz</p> <p>- pulsduur: 150 µs</p> <p>- duur bestraling: 60 s</p> <p>- vermogen: 0,3 W, 0,4 W, 0,8 W, 1 W, 1,25 W of 1,75 W</p> <p>- ED: 142,86 J/cm², 190,48 J/cm², 380,95 J/cm², 476,19 J/cm², 595,24 J/cm², 833,33 J/cm²</p>	De adhesieprocedure werd niet uiteengezet in het artikel.	<p>- De Nd:YAG laser vormt geen betrouwbaar alternatief voor het etsen met fosforzuur.</p> <p>- De oppervlakteruwheid na bestraling met de Nd:YAG laser is vergelijkbaar met de oppervlakteruwheid na het gebruik van fosforzuur; maar de hechtsterkte is lager.</p> <p>- De hoogste hechtsterkte na laserbestraling werd bekomen met een vermogen van 1,25 W en een frequentie van 20 Hz.</p>	⁹⁹								

Tabel 13: Hechting van composiet aan glazuur via een adhesiesysteem 'in vivo'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Adhesieprocedure	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<p>- vooraf: donkere Sumi inkt</p> <p>- golflengte: 1064 nm</p> <p>- contact mode</p>	<p>- laser of 30 % fosforzuur</p> <p>- cementeren van</p>	<p>- Het macroscopisch etspatroon geproduceerd door de Nd:YAG laser is</p>	¹⁰²

<ul style="list-style-type: none"> - 320 µm fiber - frequentie: 15 Hz - pulsduur: 0,1 ms - vermogen: 1,25 W 	orthodontische brackets met KH (Concise Orthodontic Composite, 3M)	vergelijkbaar met het etspatroon verkregen met fosforzuur. - Behandeling met de Nd:YAG laser was trager, veroorzaakte iets meer discomfort en was minder betrouwbaar dan etsen met fosforzuur. - Gebruik van de Nd:YAG laser voor het etsen van glazuur is niet aan te raden.	
---	--	---	--

4.5.1.4. Conclusie

Het gebruik van een Nd:YAG laser in plaats van fosforzuur resulteert niet in een toename in hechtsterkte van KH aan glazuur.^{85, 96, 97, 98, 99, 102} Sommige studies geven aan dat etsen met fosforzuur superieur is aan Nd:YAG laserbestraling; andere geven aan dat het effect vergelijkbaar is. Zoals weergegeven in de tabel is er slecht één 'in vivo' studie beschikbaar.

4.5.2. Hechting aan dentine

4.5.2.1. Inleiding

Hechting aan dentine is moeilijker dan aan glazuur door de grotere hoeveelheid aan organisch materiaal, de variabiliteit in compositie van het dentine, de vloeistofstroom in de tubuli en de aanwezigheid van een smeerlaag die directe interactie van het adhesief met het weefsel verhindert.⁸⁶

De hechting aan dentine is gebaseerd op verschillende hechtmechanismen: moleculaire verstrengeling, vorming van KHuitlopers in de dentinetubuli en soms ook chemische hechting. Bij moleculaire verstrengeling vindt er demineralisatie van de collageenmatrix plaats. Vervolgens wordt de gedemineraliseerde collageenmatrix geïnfilteerd met een KH, waardoor een hybride laag gevormd wordt. Onvolledige diffusie van het KH-monomeer kan leiden tot een laag onbeschermd gedemineraliseerd collageen waardoor er nanolekkage plaatsvindt.

Naast de vorming van een hybride laag worden er KH-uitlopers gevormd in de dentinetubuli. Dit wordt tubulaire hybridisatie en laterale tubulaire hybridisatie genoemd.

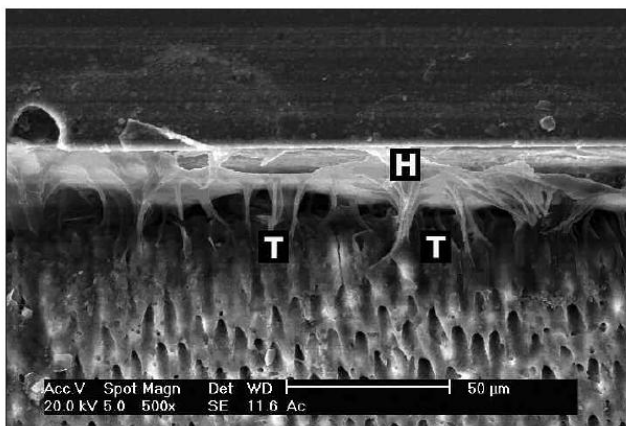
Er wordt geen chemische hechting aan dentine bekomen met een klassiek 3-staps ets- en spoelsysteem. Met een mild 2-staps zelfetsend adhesiefsysteem zou er wel chemische hechting aan het residuele HA mogelijk zijn. Ook met glasionomeer kan er chemische hechting aan dentine verkregen worden.

4.5.2.2. De invloed van de Nd:YAG laser op de hechting aan dentine

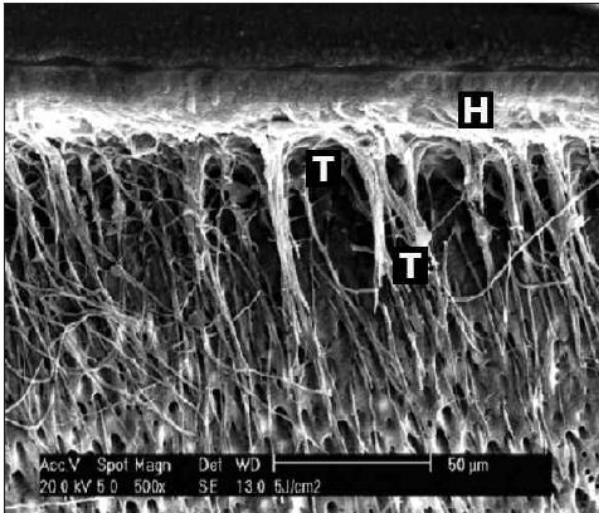
Het bekomen effect op de hechtsterkte na bestraling met de Nd:YAG laser is sterk afhankelijk van de ingestelde laserparameters en het gebruikte adhesiefsysteem. Ook de adhesieprocedure is van belang. Zo kan Nd:YAG laserbestraling plaatsvinden vóór of na applicatie van het adhesief.

Wanneer Nd:YAG laserbestraling plaatsvindt vóór applicatie van het adhesief, vindt er obliteratie van de dentinetubuli plaats dankzij het smelten en vervolgens het stollen van het bestraald dentine. De mate van obliteratie is afhankelijk van de laserparameters en het bestraald oppervlak.⁸⁶ De tubuli worden partieel of volledig afgedicht waardoor adhesiefinfiltratie beperkt wordt.^{86, 89, 91, 92, 94, 95, 100} Volgens andere studies zorgt laserbestraling via smelten en vervolgens herkristalliseren van het oppervlak voor een onregelmatiger oppervlak en een opening van de dentinetubuli.⁸⁸ Deze onregelmatigheden zorgen voor een toename in micromechanische retentie.^{88, 91, 100} Toch leidt een toename in oppervlakteruwheid niet steeds tot een betere hechting.⁹⁰ Daarnaast kan Nd:YAG laserbestraling zorgen voor een toename van de calcium- en fosfaatconcentratie in het dentine.^{88, 100} Via 10-MDP (10-methacryloyloxydecyl dihydrogeen fosfaat) en 4-META (4-methacryloyloxyethyl trimellitaat anhydride) zou chemische hechting tussen het adhesief en het calcium mogelijk zijn.⁸⁸ Toch brengt laserbestraling – voor applicatie van een adhesief – nog een aantal potentiële nadelen met zich mee. Lasers zijn namelijk niet in staat om selectief HA te verwijderen zonder schade aan het collageennetwerk te bewerkstelligen.⁹⁴ Bovendien zou de vrijgekomen warmte veroorzaakt door laserbestraling de vochtigheid van het dentine kunnen reduceren waardoor het gedemineraliseerde collageennetwerk inzakt. Hierdoor is er minder infiltratie van monomeren tussen de collageenfibrillen mogelijk, wat de hechting compromiteert.⁹³

Nd:YAG laserbestraling na applicatie van het adhesief, maar voor polymerisatie, kan een potentieel positief effect op de hechtsterkte aan dentine veroorzaken. Het adhesief vertoont geen absorptie voor Nd:YAG laserlicht waardoor geen vaporisatie van het adhesief zal plaatsvinden.^{86, 93} Het dentine zelf zal daarentegen wel een hoeveelheid warmte ervaren tot onder het smeltpunt. Betere penetratie van het adhesief in het dentine wordt mogelijk. Op Figuur 12 en op Figuur 13 wordt respectievelijk de penetratie van het adhesief na etsen met fosforzuur en na laserbestraling afgebeeld. Het effect is echter sterk afhankelijk van de gebruikte laserparameters. Zo kan een te hoge ED leiden tot degradatie van zowel het adhesief als de tand zelf.⁸⁶



Figuur 12: Hybride laag (H) en KH-uitlopers in de tubuli (T) op een tand behandeld met fosforzuur. Vergroting 500 x.⁸⁶



Figuur 13: Hybride laag (H) en KH-uitlopers in de tubuli (T) op een tand bestraald met de Nd:YAG laser (5 J/cm²). Vergroting 500 x. De adhesiefpenetratie is duidelijk beter wanneer gebruik gemaakt wordt van een Nd:YAG laser.⁸⁶

Bij laserbestraling van het oppervlak (met een lage ED) na applicatie van het adhesief, maar voor polymerisatie, is er bovendien een diepere penetratie van het adhesief, waardoor nanolekkage beperkt wordt.⁸⁶ Toch dient opgemerkt te worden dat de warmte veroorzaakt door laserbestraling ervoor kan zorgen dat de bonding viskeuzer wordt aangezien er verdamping van het solvent kan plaatsvinden. Deze viscositeit kan op zijn beurt de penetratie van het adhesief beperken.⁹³

4.5.2.3. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

In Tabel 14 worden verschillende studies omtrent de hechting van KH aan dentine met elkaar vergeleken. Hierbij dient nauwkeurig rekening gehouden te worden met de emissiekenmerken van de Nd:YAG laser, het gebruikte adhesiefsysteem en de adhesieprocedure. De adhesieprocedure werd schematisch weergegeven in de tabel waarbij “/ of Nd:YAG laser” betekent dat er verschillende protocols toegepast werden in de studie: een waarbij er geen bijkomende handeling werd uitgevoerd, en een waarbij bestraling met de Nd:YAG laser plaatsvond (op dit moment binnen de adhesieprocedure).

Tabel 15 toont de invloed van Nd:YAG laserbestraling op de hechting tussen glasionomeer (GIC) en dentine.

Tabel 14: Hechting van composiet aan dentine via een adhesiefsysteem ‘in vitro’

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Adhesieprocedure in combinatie met Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - spotdiameter: 3 mm - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 200 μs - ED: 0 J/cm², 5 J/cm², 10 J/cm² of 50 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - 35 % fosforzuur, 15 s - spoelen, drogen - 2 lagen 1-bottle adhesief (Single Bond, 3M) - zachte luchtstroom, 5 s - Nd:YAG laser 	<ul style="list-style-type: none"> - De groep waarbij een ED van 5 J/cm² gebruikt wordt, vertoont significant betere hechting. - Bestraling van dentine met de Nd:YAG laser bij een lage ED na de applicatie van het adhesief, maar voor 	⁸⁶

	- polymerisatie adhesief, 20 s	polymerisatie, zou een positief effect op adhesie kunnen hebben. - Wanneer er teveel energie gebruikt wordt (ED: 50 J/cm ²), daalt de hechtsterkte.	
- waterkoeling - vooraf: kleurstof - golflengte: 1064 nm - pulsenergie: 10 mJ - 3 pulsen	- 37 % fosforzuur, 15 s - spoelen, 2 s drogen - Nd:YAG laser - adhesief (Excite Bond, Vivadent of Solobond Plus, VOCO) - zachte luchtstroom - polymerisatie adhesief, 20 s	- Bestraling met de Nd:YAG laser zorgt voor een significante toename in penetratiediepte van het adhesief. - De penetratiediepte van Solobond Plus is dieper dan die van Excite Bond.	87
- vooraf: Nanquim - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 400 µm fiber - pulsenergie: 60 mJ - frequentie: 15 Hz - vermogen: 0,9 W - ED: 477,70 mJ/cm ²	- Nd:YAG laser - adhesief (2 lagen Single Bond, 3M of 2 lagen Tyrian SPE/One-Step Plus, Bisco of 1 laag Adper Prompt L-Pop, 3M) - zachte luchtstroom, 5 s - polymerisatie adhesief, 10 s	- Bestraling met de Nd:YAG laser zorgt voor een toename in hechtsterkte bij gebruik van een Tyrian SPE/One-Step Plus of Adper Prompt L-Pop bonding systeem; maar niet bij gebruik van Single Bond.	88
- vooraf: Nanquim - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 400 µm fiber - pulsenergie: 60 mJ - frequentie: 15 Hz - duur bestraling: 2 min - vermogen: 0,9 W - ED: 47,7 mJ/cm ²	- Nd:YAG laser - adhesief (2 lagen Adper Single Bond 2, 3M of 1 laag primer/Clearfil SE Bond, Kuraray) - zachte luchtstroom, 5 s - polymerisatie adhesief, 10 s of 20 s	- Bestraling van het dentine met een Nd:YAG laser voor het aanbrengen van een adhesief resulteert in een dunnere hybride laag. Ook worden er minder resin tags gevormd. - Het gebruik van een Single Bond adhesiefsysteem resulteert in een dikkere hybride laag en meer resin tags dan het gebruik van Clearfil SE Bond.	89
- vooraf: / of laser enhancing gel - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 3 mm van het oppervlak - 320 µm quartz fiber - frequentie: 10 Hz, 15 Hz of 20 Hz - pulsduur: 150 µm - duur bestraling: 60 s - vermogen: 0,8 W, 1 W of 1,25 W	De adhesieprocedure werd niet uiteengezet in het artikel.	- Het gebruik van de Nd:YAG laser voor het creëren van een 'geëtst' dentineoppervlak is niet beter dan het gebruik van een conventionele bonding techniek.	90

<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 320 µm fiber - frequentie: 10 Hz, 15 Hz of 20 Hz - duur bestraling: 15 s - vermogen: 1W, 1,5 W of 2W 	<ul style="list-style-type: none"> - Nd:YAG laser - adhesief (Single Bond primer, 3M) - polymerisatie adhesief, 10 s 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gebruik van een gepulste Nd:YAG laser vertoont een gunstig effect op de hechtsterkte aan dentine. - De treksterkte is lager bij het gecombineerd gebruik van fosforzuur en de Nd:YAG laser dan bij gebruik van de Nd:YAG laser alleen. - Het beste resultaat wordt bereikt door gebruik te maken van volgende parameters: 1 W en 15 Hz. 	91
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 400 µm fiber - pulsenergie: 40 mJ - frequentie: 15 Hz - duur bestraling: 30 s - vermogen: 0,6 W 	<ul style="list-style-type: none"> - 35 % fosforzuur, 20 s - spoelen, drogen - / of Nd:YAG laser - 2 lagen adhesief (Single Bond, 3M) - zachte luchtstroom - Nd:YAG laser of / - polymerisatie adhesief, 20 s 	<ul style="list-style-type: none"> - Er is geen verschil in hechtsterkte tussen de groep waarbij geen laserbehandeling plaatsvindt en de groep waarbij er een laserbehandeling plaatsvindt na adhesiefapplicatie. - Bestralen met een Nd:YAG laser voor het aanbrengen van het adhesief resulteert in een lagere hechtsterkte. 	92
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - contact mode - 320 µm fiber - frequentie: 10 Hz - vermogen: 0,75 W of 1 W - ED: 93,3 J/cm² of 124,4 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - / of 35 % fosforzuur - 2 lagen adhesief (Adper Single Bond, 3M) - zachte luchtstroom, 5 s - Nd:YAG laser - nieuwe adhesieflaag (Adper Single Bond, 3M) - zachte luchtstroom, 5 s - polymerisatie adhesief, 10 s 	<ul style="list-style-type: none"> - Laserbestraling van niet-gepolymeriseerd adhesief verbetert de hechtsterkte niet significant in vergelijking met de techniek die de fabrikant voorstelt. 	93
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode : 1 mm van het oppervlak - 300 µm fiber - energie: 100 mJ - frequentie: 20 Hz - duur bestraling: 15 s - vermogen: 2 W 	<ul style="list-style-type: none"> - Nd:YAG laser - adhesief (Admira Bond, VOCO of OptiBond Solo Plus, Kerr) - zachte luchtstroom, 3 s - polymerisatie adhesief, 20 s 	<ul style="list-style-type: none"> - De hechtsterkte is groter bij gebruik van Admira Bond dan bij gebruik van OptiBond Solo Plus. - De beste hechtsterkte wordt bekomen met een klassieke etsprocedure (37 % fosforzuur). Bestraling met de Nd:YAG laser vormt geen alternatief voor etsen met fosforzuur. 	94

<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 320 µm fiber - pulsenergie: 40 mJ - frequentie: 15 Hz - pulsduur: 150 µs - duur bestraling: 30 s - vermogen: 0,6 W 	<ul style="list-style-type: none"> - / of Nd:YAG laser - adhesief (Clearfil Liner Bond 2V, Kuraray) - Nd:YAG laser of / - polymerisatie adhesief 	<ul style="list-style-type: none"> - Bestraling met de Nd:YAG laser vindt best plaats na applicatie van het adhesief in plaats van ervoor. - Het gebruik van een adhesief in combinatie met de Nd:YAG laser compromiteert de hechting aan dentine niet. 	95
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: grafietpoeder - golflengte: 1064 nm - contact mode - 400 µm fiber - pulsenergie: 60 mJ - frequentie: 15 Hz - pulsduur: 150 µs - duur bestraling: 1 min - vermogen: 0,9 W - ED: 477 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - / of Nd:YAG laser - waterspray, 15 s - etsen met 37 % fosforzuur, 30 s - 30 s spoelen, drogen - 2 lagen Adper Single Bond Plus, 3M of - Clearfill SE Bond primer, Kuraray - drogen, 3 s - Clearfill SE Bond, Kuraray - drogen, 5 s - polymerisatie adhesief, 20 s 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gebruik van de Nd:YAG laser + Clearfill SE Bond is beter dan het gebruik van de Nd:YAG laser + Adper Single Bond Plus. - Hechting aan carieus dentine doet de hechtsterkte dalen. - Het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser met fluoride doet de hechtsterkte dalen. 	100

Tabel 15: Hechting van glasionomeer (GIC) aan dentine 'in vitro'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Adhesieprocedure in combinatie met Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: zwarte inkt - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 2 mm van het oppervlak - 320 µm fiber - frequentie: 20 Hz - duur bestraling: 10 s - vermogen: 1 W, 2 W en 3 W 	<ul style="list-style-type: none"> - Nd:YAG laser - Fuji I 	<ul style="list-style-type: none"> - Er is een chemische en morfologische wijziging van het dentineoppervlak na Nd:YAG laserbestraling. Bij laserbestraling vindt er herkristallisatie en groei van het HA-kristal plaats. - Er is een toegenomen hechtsterkte van het GIC luting cement aan dentine na bestraling met de Nd:YAG laser met een vermogen van 3 W. 	101

4.5.2.4. Conclusie

Meerdere studies geven aan dat Nd:YAG laserbestraling – voordat het adhesief geapliceerd wordt – niet zorgt voor een toename in de hechtsterkte van KH aan dentine.^{86, 89, 90, 92, 100} Toch zijn er ook studies die aantonen dat de hechtsterkte verhoogd kan worden indien Nd:YAG laserbestraling plaatsvindt vóór adhesiefapplicatie.^{87, 88, 91} Veel is afhankelijk van het gebruikte adhesiefsysteem. Zo is er een essentieel verschil tussen het gebruik van een 3-staps, 2-staps of all-in-one adhesiefsysteem. De aan- of afwezigheid van een smeerlaag kan de mate van hechting beïnvloeden. Ook de gebruikte laserparameters en het al of niet gebruik van een kleurstof om de absorptie van het Nd:YAG laserlicht te verhogen, bepalen sterk het bekomen effect.

Wanneer laserbestraling plaatsvindt na applicatie van het adhesief, maar voor polymerisatie, zou er een potentieel positief effect op de hechtsterkte kunnen zijn. Het effect is ook hier sterk afhankelijk van de gebruikte laserparameters (bijvoorbeeld ED).⁸⁶ Meerdere studies geven aan dat laserbestraling na applicatie van het adhesief, maar voor polymerisatie ervan, effectiever blijkt te zijn dan laserbestraling vóór applicatie van het adhesief.^{86, 92, 95}

Verder onderzoek is nodig, waarbij duidelijk een onderscheid gemaakt wordt tussen het moment van laserbestraling (vóór of na applicatie van het adhesief), het gebruikte adhesiefsysteem en de ingestelde laserparameters. Hierbij zouden de hybride laag, de vorming van KH-uitlopers in de tubuli en een eventuele chemische hechting onderzocht moeten worden. Zoals steeds dient er ook rekening gehouden te worden met de potentiële thermische schade die Nd:YAG laserbestraling met zich meebrengt. Bovendien moet men zich de vraag stellen of Nd:YAG laserbestraling vóór of na het aanbrengen van het adhesief effectief een meerwaarde kan bieden in een dagdagelijkse tandartspraktijk.

De invloed van Nd:YAG laserbestraling op de hechtsterkte tussen tandweefsel en GIC is slechts zeer beperkt onderzocht. GIC heeft als voordeel dat er chemische hechting aan tandweefsel mogelijk is. Verder onderzoek zal moeten uitwijzen of het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser met GIC tot een betere hechting kan leiden.

4.6. Hechting van kunsthars aan tandheelkundig keramiek

4.6.1. Hechting van kunsthars aan veldspaatporselein

4.6.1.1. Inleiding

Veldspaatporselein is een veel gebruikt silica bevattend keramiek. Zowel bij het bevestigen van een porseleinen restauratie met een KH-cement als bij het herstellen van silica bevattend keramiek met composiet is het begrip hechting een belangrijk gegeven. De dag van vandaag zijn er twee mogelijke hechtstrategieën gekend. Bij een eerste hechtstrategie wordt er geëts met waterstoffluoride (HF) en om dan vervolgens het keramiek te silaniseren. HF is echter zeer corrosief waardoor het ongewenste schade aan de gingiva en weke delen kan veroorzaken.^{103, 104} Daarnaast is de benodigde etstijd lang.¹⁰⁴ Bij een tweede hechtstrategie wordt hechting bekomen door middel van tribochemische silica coating en vervolgens silanisatie van het keramiek. Bij tribochemische silica coating wordt er een glaslaag aangebracht door te zandstralen met 30 of 110 μm Al_2O_3 met colloïdaal silica. De vraag stelt zich of de Nd:YAG laser een alternatief kan vormen voor etsen met HF en of de hechting geoptimaliseerd kan worden door gebruik te maken van een Nd:YAG laser.

4.6.1.2. De invloed van de Nd:YAG laser op de hechting van KH aan veldspaatporselein

Om een goede hechting tussen KH en veldspaatporselein te verkrijgen is een oppervlaktebehandeling van het porselein noodzakelijk. Via een verruwing van het oppervlak is micromechanische hechting mogelijk. De invloed van lasers op een porseleinoppervlak is slechts zeer beperkt onderzocht. Net zoals bij gebruik van HF wordt door Nd:YAG laserbestraling een ruw oppervlak gecreëerd door het verwijderen van de glasfase van het silica bevattend keramiek.¹⁰³ Bestraling met de Nd:YAG laser kan zorgen voor een toegenomen oppervlakteruwheid via smelten en kristalliseren van het oppervlak.¹⁰³
¹⁰⁶ Het porseleinoppervlak na Nd:YAG laserbestraling vertoont fijne groeven en smalle microcracks die echter onvoldoende zijn om een sterke hechting met KH te bekomen.¹⁰³

4.6.1.3. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

Het aantal studies over de invloed van de Nd:YAG laser op de hechting van KH aan veldspaatporselein is beperkt. In Tabel 16 wordt getracht een vergelijking tussen de verschillende studies te maken. De emissiekenmerken van de Nd:YAG laser, de gebruikte materialen, de adhesieprocedure en het bekomen resultaat van de studie worden telkens weergegeven. De adhesieprocedure werd schematisch weergegeven in de tabel waarbij “/ of Nd:YAG laser” bijvoorbeeld betekent dat er verschillende protocols toegepast werden in de studie: een waarbij er geen bijkomende handeling werd uitgevoerd, en een waarbij bestraling met de Nd:YAG laser plaatsvond (op dit moment binnen de adhesieprocedure).

Tabel 16: Hechting van KH aan veldspaatporselein ‘in vitro’

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Hechtinterface	Adhesieprocedure in combinatie met Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 300 µm fiber - pulsenergie: 100 mJ - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 150 µs - duur bestraling: 1 min - vermogen: 1 W - lucht- en waterkoeling 	<ul style="list-style-type: none"> ongeglazuurd veldspaatporselein (Vita VMK, Vident) herstellen met microhybride composiet (Arabesk Top, Voco) 	<ul style="list-style-type: none"> - 9,5 % HF, 2 min + spoelen, 15 s + drogen of Er:YAG laser of Nd:YAG laser of Er:YAG laser + 9,5 % HF of Nd:YAG laser + 9,5 % HF of / - silaniseren (Cimara Haftsilan, Voco) 	<ul style="list-style-type: none"> - Etsen met HF is de meest effectieve oppervlaktebehandeling wat hechtsterkte betreft. - De hechtsterkte na bestraling met de Er:YAG laser (2940 nm) is lager dan de hechtsterkte bekomen met een onbehandeld porseleinoppervlak. - De hechtsterkte na bestraling met de Nd:YAG laser is gelijkwaardig aan de hechtsterkte bekomen met een onbehandeld porseleinoppervlak. 	¹⁰³
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - duur bestraling: 10 s 	<ul style="list-style-type: none"> orthodontische brackets met 	<ul style="list-style-type: none"> - verwijderen van de externe laklaag + 	<ul style="list-style-type: none"> - Er is geen significant verschil in hechtsterkte 	¹⁰⁴

<p>- vermogen: 0,8 W</p>	<p>composiet (Unite, 3M)</p> <p>hechten aan</p> <p>Vita porselein</p>	<p>opruwen met boor</p> <p>- 9,6 % HF, 4 min + spoelen, 15 s + drogen</p> <p>of</p> <p>/</p> <p>of</p> <p>Nd:YAG laser</p> <p>of</p> <p>Er:YAG laser</p>	<p>na een oppervlaktebehandeling met de Nd:YAG laser in vergelijking met HF.</p> <p>- Met de Er:YAG laser wordt een lagere hechtsterkte bekomen dan met de Nd:YAG laser of met HF.</p>	
<p>- golflengte: 1064 nm</p> <p>- non-contact mode: 1 mm van het oppervlak</p> <p>- 300 µm fiber</p> <p>- energie: 100 mJ</p> <p>- frequentie: 20 Hz</p> <p>- vermogen: 1 W</p> <p>- ED: 141,54 J/cm²</p> <p>- geen waterkoeling</p>	<p>KH-cement (RelyXTM ARC, 3M) of zelfhechtend KH-cement (RelyXTM U100, 3M)</p> <p>hechten aan</p> <p>veldspaatporselein (Ceramco 3, Dentsply)</p>	<p>- zandstralen 50 µm Al₂O₃ korrels, 10 s</p> <p>- etsen 10 % HF</p> <p>of</p> <p>Er:YAG laser</p> <p>of</p> <p>Nd:YAG laser</p> <p>- silaniseren (Silano, Coupling Agent, Dentsply)</p>	<p>Het gebruik van Al₂O₃ + Nd:YAG laser of Er:YAG laser (2940 nm) + zelfhechtend KH-cement is even effectief als het gebruik van Al₂O₃ + 10 % HF + conventioneel KH-cement.</p>	105
<p>- golflengte: 1064 nm</p> <p>- non-contact mode: 1 mm van het oppervlak</p> <p>- 300 µm fiber</p> <p>- pulsenergie: 200 mJ</p> <p>- frequentie: 10 Hz</p> <p>- pulsduur: 150 µm</p> <p>- duur bestraling: 1 min</p> <p>- vermogen: 2 W</p> <p>- lucht- en waterkoeling</p>	<p>zelfhechtend KH-cement (Panavia F2.0, Kuraray)</p> <p>hechten aan</p> <p>veldspaatporselein (Ceramco)</p>	<p>- 9,5 % HF, 2 min + spoelen 15 s + drogen</p> <p>of</p> <p>/</p> <p>of</p> <p>zandstralen 50 µm Al₂O₃korrels, 10 s</p> <p>of</p> <p>Er:YAG laser</p> <p>of</p> <p>Nd:YAG laser</p> <p>- silaniseren (Clearfil ceramic primer, Kuraray)</p>	<p>- De beste hechtsterkte wordt bekomen na gebruik van HF.</p> <p>- Wanneer een laser gebruikt wordt, is additioneel etsen met HF nodig om de oppervlakteruwheid te verhogen.</p>	106
<p>- golflengte: 1064 nm</p> <p>- non-contact mode: 1 mm van het oppervlak</p> <p>- 300 µm fiber</p> <p>- pulsenergie: 100 mJ</p> <p>- frequentie: 20 Hz</p> <p>- pulsduur: 150 µs</p> <p>- vermogen: 2 W</p> <p>- ED: 141,54 J/cm²</p>	<p>KH-cement (Clearfil Esthetic cement, Kuraray)</p> <p>hechten aan</p> <p>veldspaatporselein (Ceramco)</p>	<p>- zandstralen 50 µm Al₂O₃ korrels, 20 s</p> <p>of</p> <p>5 % HF, 60 s + spoelen, 20 s + drogen</p> <p>of</p> <p>Nd:YAG laser</p>	<p>- Zandstralen leidt tot een ruwer oppervlak en een hogere hechtsterkte in vergelijking met etsen met HF of het gebruik van de Nd:YAG laser.</p> <p>- Er is geen significant verschil tussen het gebruik van de Nd:YAG laser en etsen met HF.</p>	113

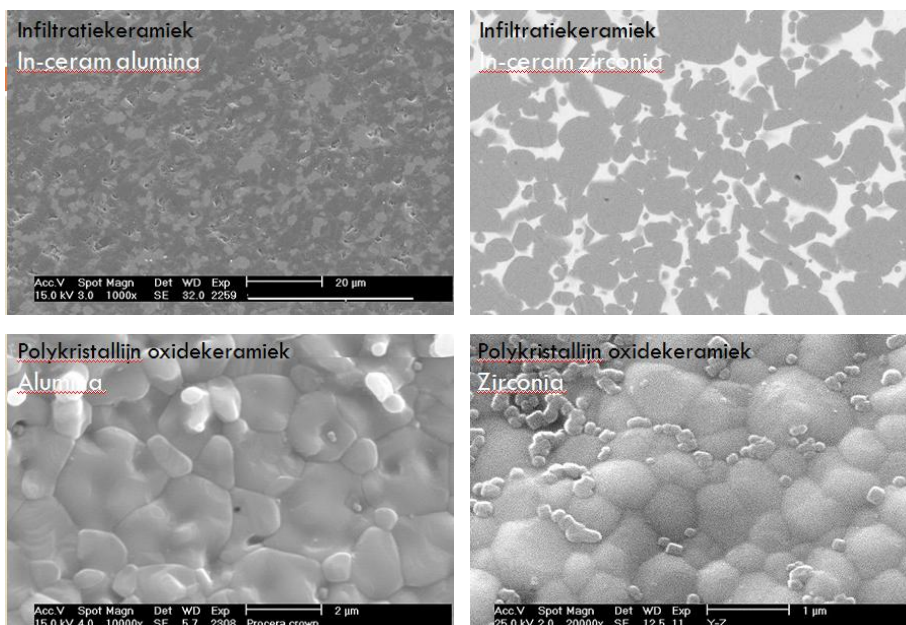
4.6.1.4. Conclusie

De beste hechting tussen een KH en veldspaatporselein wordt bekomen na gebruik van HF gevolgd door het aanbrengen van een silaan coupling agent. Er is geen enkele studie die bewijst dat bestraling met de Nd:YAG laser een superieur effect op de hechtsterkte kan bieden.^{103, 104, 105, 106, 113} Het aantal studies hieromtrent is echter zeer gering. Bij toekomstige studies dient aandacht besteed te worden aan de invloed van verschillende laserparameters en de adhesieprocedure. Gezien Nd:YAG laserlicht slechts zeer beperkt geabsorbeerd wordt door een veldspaatporseleinoppervlak is het gebruik van een zwarte kleurstof aan te raden. Ook over het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser met HF of tribochemische silica coating is zeer weinig gekend.

4.6.2. Hechting van kunsthars aan oxidekeramiek

4.6.2.1. Inleiding

Hechting aan keramiek gebeurt in functie van de keramieksoort. Naast silica bevattend keramiek zijn er meerdere oxidekeramieken op de markt: infiltratiekeramiek (In-ceram alumina en In-ceram zirconia) en polykristallijn oxidekeramiek (alumina en zirconia) (Figuur 14). In-ceram alumina bestaat voor 82 vol% uit alumina dat geïnfiltreerd is in een glasfase.¹⁰⁸ In-ceram zirconia is samengesteld uit 62 vol% Al_2O_3 en 20 vol% ZrO_2 gemengd met glas.¹¹² Zirconia daarentegen is een keramiek dat geen glas bevat. Het heeft zeer goede mechanische eigenschappen mede dankzij het principe van "transformation toughning". Polykristallijn zirconia kan weerstaan aan de vorming van barsten dankzij de transformatie van tetragonaal zirconia naar monoclien zirconia. Deze transformatie gaat gepaard met een volumetoename van 3 à 5 %. Geïnduceerde drukspanningen zorgen ervoor dat de ontstane barst dichtgedrukt wordt, waardoor het verder barsten verhindert wordt.¹⁰⁹



Figuur 14: Oxidekeramiek. Het infiltratiekeramiek heeft nog een glasfase in de matrix.

Bij het herstellen van een oxidekeramiekrestauratie met KH kan hechting bekomen worden door ofwel het oxidekeramiek te etsen met fosforzuur en vervolgens gebruik te maken van een 10-MDP bevattend adhesief ofwel door tribochemische silica coating (Rocatec systeem) toe te passen gevolgd door silanisatie van het oppervlak. Het bevestigen van een oxidekeramiekrestauratie kan door gebruik te maken van een conventioneel cement, zoals een zinkfosfaatcement of glasionomeercement, of door gebruik te maken van een 10-MDP bevattend KH-cement. Ook hier is de hechting tussen het oxidekeramiek en KH dus van belang.

Zirconia is een veelgebruikt tandheelkundig materiaal, maar de optimale hechtstrategie is nog niet gekend. Door het ontbreken van een glasfase zijn de conventionele oppervlaktebehandelingen zoals etsen en silaniseren niet efficiënt.¹⁰⁹ Zandstralen met alumina, frezen of slijpen hebben een negatief effect op de mechanische eigenschappen. Ten gevolge van deze stimuli kunnen barsten ontstaan in het zirconia. Er vindt een transformatie van metastabiel tetragonaal zirconia naar monoclien zirconia plaats.

Om de hechting tussen KH en oxidekeramiek te optimaliseren wordt steeds op zoek gegaan naar nieuwe technieken. Zo zijn er een aantal studies die de invloed van de Nd:YAG laser op deze hechting onderzoeken.

4.6.2.2. De invloed van de Nd:YAG laser op de hechting van kunsthars aan oxidekeramiek

Hechting van een KH-cement aan In-ceram alumina wordt bekomen via micromechanische retentie.^{107, 108} Nd:YAG laserbestraling wordt gekenmerkt door volgende oppervlakteveranderingen. Micro-explosies veroorzaakt door de Nd:YAG laser zorgen ervoor dat het oppervlaktemateriaal slechts beperkt verwijderd wordt. Daarnaast wordt er dankzij het proces van smelten en herkristalliseren van de bovenste oppervlakkige laag een vorming van hoogteverschillen waargenomen. Bovendien worden er sferische druppeltjes afgezet op het oppervlak. Dankzij deze topografische veranderingen wordt er een micro-retentief oppervlak gecreëerd dat een gunstig effect heeft op de hechting van In-ceram alumina aan een KH-cement.¹⁰⁸

Hechting van een KH-cement aan In-ceram zirconia is vergelijkbaar met de hechting aan In-ceram alumina. Nd:YAG laserbestraling zorgt ook voor de vorming van een retentief oppervlak. De laser geïnduceerde micro-explosies zorgen voor de vorming van kleine ruimtes. Smelten en herkristalliseren van de oppervlaktelaag creëert bovendien een "blaarachtig" oppervlak.¹¹²

Nd:YAG laserbestraling op een polykristallijn zirconia-oppervlak zorgt voor een significante oppervlakteverruwing. Dit zou de hechting aan het zirconia positief beïnvloeden.^{109, 111}

Nd:YAG laserbestraling zorgt echter ook voor een destructieve verandering van het zirconia-oppervlak: er worden microbarsten gevormd. Deze barsten worden wellicht gevormd door de ongecontroleerde temperatuursveranderingen op het zirconia-oppervlak tijdens laserbestraling.^{109, 110, 111} Deze verzwakking van het materiaal kan catastrofale breuken op lange termijn veroorzaken. Ook de transformatie van tetragonaal zirconia naar monoclien zirconia wordt waargenomen.¹⁰⁹ De invloed van deze transformatie op de mechanische eigenschappen is nog niet gekend op lange termijn.

4.6.2.3. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

Tabel 17 toont de verschillende studies omtrent de hechting van KH aan oxidekeramiek. Eerst wordt de hechting aan infiltratiekeramiek weergegeven; vervolgens de hechting aan zirconia. Per studie worden de emissiekenmerken van de Nd:YAG laser, de adhesieprocedure en de bekomen resultaten van de studie opgelijst. De adhesieprocedure werd schematisch weergegeven in de tabel waarbij “/ of Nd:YAG laser” betekent dat er verschillende protocols toegepast werden in de studie: een waarbij er geen bijkomende handeling werd uitgevoerd, en een waarbij bestraling met de Nd:YAG laser plaatsvond (op dit moment binnen de adhesieprocedure). Ook wordt in de tabel duidelijk aangegeven over welke hechtinterface de studie handelt.

Tabel 17: Hechting van kunsthars aan oxidekeramiek ‘in vitro’

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Hechtinterface	Adhesieprocedure in combinatie met Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: grafietpoeder - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - pulsenergie: 100 mJ - frequentie: 20 Hz - vermogen: 2 W - ED: 141,54 J/cm² 	zelfetsend KH-cement (Panavia F 2.0, Kuraray) of zelfhechtend KH-cement (RelyX Unicem, 3M) hechten aan In-ceram alumina (Vita)	<ul style="list-style-type: none"> - zandstralen 110 µm Al₂O₃ poeder, 20 s of Rocatec, 20 s of Nd:YAG laser of Nd:YAG laser + Rocatec, 20 s - silanisatie (Scotchbond ceramic primer, 3M) - zelfetsend KH-cement (Panavia F 2.0, Kuraray) of zelfhechtend KH-cement (RelyX Unicem, 3M) - microhybride composiet (Filtek Z250, 3M) + polymerisatie 2x40 s 	- Ongeacht het gebruikte KH-cement vormt Nd:YAG laserbestraling een effectieve oppervlaktebehandeling om hechting tussen het KH-cement en In-ceram alumina te bewerkstelligen.	¹⁰⁷
<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: grafietpoeder - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 300 µm fiber - pulsenergie: 100 mJ - frequentie: 20 Hz - vermogen: 2 W - ED: 141,54 J/cm² 	KH-cement (Panavia Fluoro cement, Kuraray) hechten aan In-ceram alumina (Vita)	<ul style="list-style-type: none"> - zandstralen 50 µm Al₂O₃ korrels, 10 s + water/luchtspray, 5 s of zandstralen 50 µm Al₂O₃ korrels, 10 s + zandstralen met silicapoeder 30 µm 	- Nd:YAG laserbestraling vormt de meest effectieve oppervlaktebehandeling, gevolgd door Rocatec en zandstralen met Al ₂ O ₃ korrels.	¹⁰⁸

		<p>(Rocatec Plus), 10 s + water/luchtspray, 5 s of zandstralen 50 µm Al₂O₃ korrels, 10 s + Nd:YAG laser</p> <p>- silanisatie (Scotchbond ceramic primer, 3M)</p> <p>- Panavia Fluoro cement (Kuraray) + polymerisatie, 60 s</p> <p>- microhybride composiet (Filtek Z250, 3M) + polymerisatie, 60 s</p>		
<p>- vooraf: grafietpoeder</p> <p>- non-contact mode: 1 mm van het oppervlak</p> <p>- 300 µm fiber</p> <p>- pulsenergie: 100 mJ</p> <p>- frequentie: 20 Hz</p> <p>- vermogen: 2 W</p> <p>- ED: 141,54 J/cm²</p>	<p>In-ceram alumina (VITA)</p>	<p>- zandstralen 110 µm Al₂O₃ korrels, 20 s</p> <p>- / of zandstralen met silicapoeder 30 µm (Rocatec, 3M), 20 s of Nd:YAG laser of Nd:YAG laser + Rocatec</p>	<p>- Er werd geen verschil in oppervlakteruwheid na de verschillende oppervlaktebehandelingen waargenomen.</p>	114
<p>- vooraf: grafietpoeder</p> <p>- non-contact mode: 1 mm van het oppervlak</p> <p>- 300 µm fiber</p> <p>- pulsenergie: 100 mJ</p> <p>- frequentie: 20 Hz</p> <p>- pulsduur: 100 µs</p> <p>- duur bestraling: 2 min</p> <p>- vermogen: 2 W</p> <p>- ED: 141,54 J/cm²</p>	<p>KH-cement (Panavia Fluoro cement, Kuraray)</p> <p>hechten aan</p> <p>In-ceram zirconia</p>	<p>- zandstralen 50 µm Al₂O₃ korrels, 10 s</p> <p>- water/luchtspray, 5 s of Rocatec Plus 30 µm korrels, 10 s + water/luchtspray, 5 s of Nd:YAG laser</p> <p>- silaniseren (Scotchbond ceramic primer, 3M)</p> <p>- Panavia Fluoro cement (Kuraray) + polymerisatie, 60 s</p> <p>- microhybride composiet (Filtek Z250, 3M) + polymerisatie, 60 s</p>	<p>- Nd:YAG laserbestraling is een effectieve oppervlaktebehandeling voor de hechting tussen Panavia Fluoro cement en In-ceram zirconia.</p>	112

<ul style="list-style-type: none"> - vooraf: grafietpoeder - golflengte: 1064 nm - 300 µm fiber - pulsenergie: 200 mJ - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 180 µs of 320 µs - duur bestraling: 60 s - vermogen: 2 W - geen lucht- en waterkoeling 	<p>KH-cement (Clearfil Esthetic cement, Kuraray)</p> <p>hechten aan</p> <p>Y-TZP (yttrium-gestabiliseerd tetragonaal zirconia)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - 9,5 % HF, 60 s + spoelen, 90 s + drogen of zandstralen 110 µm Al₂O₃ korrels, 15 s of / of Nd:YAG laser 	<ul style="list-style-type: none"> - Nd:YAG laserbestraling resulteert in een toegenomen oppervlakteruwheid en een toegenomen hechtsterkte tussen zirconia en het KH-cement. - Het ruwste oppervlak en de beste hechting werd verkregen na Nd:YAG laserbestraling met een korte pulsduur. - Nd:YAG laserbestraling veroorzaakt echter wel microcracks en bovendien is het gehalte aan monoclien zirconia opvallend groot. 	109
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - 300 µm fiber - pulsenergie: 100 mJ - frequentie: 20 Hz - pulsduur: 150 µs - duur bestraling: 2 min - vermogen: 2 W 	<p>KH-cement (Clearfil Esthetic cement, Kuraray)</p> <p>hechten aan</p> <p>Y-TZP</p>	<ul style="list-style-type: none"> - / of zandstralen 110 µm Al₂O₃ korrels, 15 s of silica coating (CoJet-Sand, 3M), 15 s of Er:YAG laser of Nd:YAG laser of CO₂ laser of zandstralen 110 µm Al₂O₃ korrels, 15 s + Er:YAG laser of zandstralen 110 µm Al₂O₃ korrels, 15 s + Nd:YAG laser of zandstralen 110 µm Al₂O₃ korrels, 15 s + CO₂ laser - silanisatie (Clearfil ceramic primer, Kuraray) - Clearfil Esthetic cement, Kuraray + polymerisatie, 20 s 	<ul style="list-style-type: none"> - Zandstralen en silica coating zijn de beste oppervlaktebehandelingen om hechting tussen KH en Y-TZP te verwezenlijken. - Bestraling met de Er:YAG laser (2940 nm) en CO₂ laser (10600 nm) kan de hechtsterkte doen toenemen. - Na Nd:YAG laserbestraling kan de hechtsterkte afnemen. - Bestraling met de Er:YAG laser en de CO₂ laser na zandstralen kan de hechtsterkte doen afnemen. - Nd:YAG laserbestraling na zandstralen kan de hechtsterkte doen toenemen. 	110

		- composiet (Clearfil Majesty Esthetic, Kuraray)		
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - contact mode - 300 µm fiber - pulsenergie: 80 mJ - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 300 µs - duur bestraling: 30 s - vermogen: 0,8 W - ED: 113,23 J/cm² of <ul style="list-style-type: none"> - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 300 µm fiber - pulsenergie: 200 mJ - frequentie: 20 Hz - pulsduur: 300 µs - duur bestraling: 20 s - vermogen: 0,8 W - ED: 283,08 J/cm² 	KH-cement (Variolink, Ivoclar Vivadent) hechten aan zirconia (Zirkonzahn)	<ul style="list-style-type: none"> - / of zandstralen 110 µm Al₂O₃ korrels, 15 s of Er:YAG laser of Nd:YAG laser of CO₂ laser <ul style="list-style-type: none"> - KH-cement (Variolink, Ivoclar Vivadent) 	<ul style="list-style-type: none"> - De hoogste hechtsterkte werd bekomen na Nd:YAG laserbestraling in contact mode. - Na bestraling met de Er:YAG laser (2940 nm) en de Nd:YAG laser is er een hogere hechtsterkte aan zirconia, in vergelijking met een onbehandeld oppervlak, zandstralen of CO₂ laserbestraling (10600 nm). 	¹¹¹

4.6.2.4. Conclusie

Nd:YAG laserlicht wordt niet goed geabsorbeerd door keramische materialen. Aanbrengen van grafietpoeder vooraleer bestraling plaatsvindt, kan de graad van absorptie verhogen.^{108, 112}

De hechting van een KH-cement aan In-ceram alumina en In-ceram zirconia kan positief beïnvloed worden door Nd:YAG laserbestraling daar er een micro-retentief oppervlak gecreëerd wordt.^{107, 108, 112}

De oppervlakteruwheid neemt echter niet volgens alle studies extra toe na bestraling met de Nd:YAG laser in vergelijking met andere oppervlaktebehandelingen .¹¹⁴

Het aantal studies omtrent de hechting aan oxidekeramiek is echter zeer beperkt.

De invloed van de Nd:YAG laser op Y-TZP dient zeker verder onderzocht te worden.

Oppervlakteverruwing bekomen na Nd:YAG laserbestraling zou een positief effect op de hechting hebben.^{109, 111} Toch moet het gebruik van de Nd:YAG laser op een zirconia-oppervlak in vraag gesteld worden daar bestraling een negatief effect op de mechanische eigenschappen van het materiaal zelf kan hebben.^{109, 110, 111} Gebruik van de Nd:YAG laser in klinische situaties wordt best uitgesteld tot er meer duidelijkheid is hieromtrent.

4.7. Dentineovergevoeligheid

4.7.1. Inleiding

Ten gevolge van recessie of verlies van tandmateriaal (cariës, attritie, abrasie, erosie) kan dentine bloot komen te liggen. Dentinetubuli blootgesteld aan het oraal milieu kunnen aanleiding geven tot dentineovergevoeligheid (DH). Ook na een tandheelkundige scaling waarbij het cement aangetast wordt, kan DH ontstaan. DH wordt uitgelokt door bepaalde stimuli zoals osmotische veranderingen,

temperatuurschommeling, en chemische of mechanische stimuli zoals tandenpoetsen.^{115, 116} Ook het eten van zuur of zoet voedsel kan gepaard gaan met pijn.

Er bestaan meerdere hypothesen omtrent het mechanisme achter DH, waarbij de hydrodynamische theorie van Brännström het meest geaccepteerd wordt. Hierbij wordt gesteld dat bepaalde stimuli zorgen voor een toegenomen vloeistofbeweging van vloeistoffen in de dentinetubuli. Deze vloeistofbewegingen zorgen op hun beurt voor het activeren van zenuwuitlopers, wat resulteert in een generatie van actiepotentialen. De patiënt ervaart ongemak en pijn.¹¹⁵

De dentinepermeabiliteit wordt gelimiteerd via een aantal biologische mechanismen: het afzetten van een smeerlaag die de tubuli afschermt, de adhesie van speeksel- en plasma-eiwitten aan het dentineoppervlak, obturatie van de tubuli en tandsteenvorming op het oppervlak. Deze natuurlijke mechanismen zijn echter niet steeds voldoende om DH te voorkomen.

De prevalentie van DH is hoog. De incidentie zal de komende jaren toenemen aangezien patiënten hun tanden langer behouden, langer leven en dus meer gingivarecessies hebben, meer scaling en root planing (srp) ondergaan en vaker parodontale chirurgie krijgen.¹¹⁵ Ook door het toenemend gebruik van frisdranken zal de incidentie stijgen.¹¹⁶

DH onder controle krijgen, is niet eenvoudig. Gebaseerd op de hydrodynamische therapie wordt er getracht om de vloeistofbewegingen in de tubuli te beperken of om de tubuli af te schermen tegen externe stimuli. Er is een veelvoud aan therapieën en er zijn meerdere middelen op de markt, waaronder het gebruik van speciale tandpasta's, mondspoelmiddelen, lakken en vernissen (desensitizing agents DA). Veel van deze therapieën zijn echter niet effectief, zeker niet op lange termijn. Een ideale therapie die niet irriterend is voor de pulpa, pijnloos is, gemakkelijk is in gebruik en effectief is op lange termijn is nog niet gevonden.¹¹⁶ Er wordt dus nog steeds op zoek gegaan naar nieuwe technieken. Zo werd ook de invloed van de Nd:YAG laser op DH uitvoerig onderzocht.

4.7.2. Verklaring voor het effect van de Nd:YAG laser op dentineovergevoeligheid

De invloed van de Nd:YAG laser bij de behandeling van DH berust op verschillende mechanismen. De vrijgekomen thermische energie na bestraling met de Nd:YAG laser zorgt voor het smelten en herkristalliseren van HA-kristallen waardoor de dentinetubuli partieel afgesloten worden. Volgens de hydrodynamische theorie wordt DH aldus beperkt.^{115, 117, 118, 127} Na smelten en herkristalliseren blijkt echter dat de oppervlakkige laag niet volledig impermeabel is ten gevolge van de aanwezigheid van barstjes en kleine lege ruimtes.¹¹⁷

Naast het afdichten van de tubuli kan met de Nd:YAG laser directe zenuwanalgesie bekomen worden. De laserenergie interfereert met natriumpompen, verandert de permeabiliteit van de celmembraan en/of brengt tijdelijke veranderingen teweeg aan sensibele axonen. Laserbestraling kan dus zorgen voor een afname in prikkelbaarheid van de zenuwen.^{117, 118}

Ook een transiënte toename in bloedstroom wordt waargenomen na laagenergetische bestraling met de Nd:YAG laser. Er wordt aangenomen dat een toegenomen bloedstroom naast een betere wondheling ook een positief effect kan hebben op pijnbestrijding.¹¹⁷

DH blijft evenwel een zeer subjectief gegeven, waardoor een mogelijk placebo-effect niet over het hoofd gezien mag worden. Sommige studies geven zelfs aan dat dit effect zeer sterk is en dat er geen statistisch significant verschil is in DH tussen bestraalde en onbestraalde gebieden.^{115, 117}

Toch geven meerdere studies aan dat de Nd:YAG laser gebruikt kan worden bij behandeling van DH.^{122, 123, 124, 125} De optimale laserparameters moeten wel nog bepaald worden. Bestraling met de Nd:YAG laser leidt tot een onmiddellijk effect in tegenstelling tot het gebruik van speciale

tandpasta's, waarbij een positief resultaat vaak pas na een aantal weken gezien wordt.¹¹⁷ Met de Nd:YAG laser is de behandelingsduur bovendien korter en de initiële patiënttevredenheid vaak groter.¹¹⁶ Het lange termijn effect van Nd:YAG laserbestraling dient echter nog verder onderzocht te worden.¹¹⁷

Sommige studies omschrijven ook het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser met verschillende DA. Dit gecombineerd gebruik zou mogelijk effectiever zijn dan het gebruik van de Nd:YAG laser of DA alleen.^{115, 117, 128}

Tijdens het smelten en herkristalliseren na laserbestraling zouden biocompatibele materialen (zoals bioactief glas) geïncorporeerd kunnen worden in het oppervlak, waardoor de tubuli nog beter afgesloten worden.^{117, 124, 125} Bij het aanbrengen van bioactief glas zouden Ca^{2+} - en PO_4^{3-} -ionen vrijgesteld worden. Een calciumfosfaatlaag wordt gevormd en kristalliseert waardoor HA gevormd wordt volgens de reactie: $5 \text{Ca}^{2+} + 3\text{PO}_4^{3-} + \text{OH}^- \rightarrow \text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$.¹²⁵

4.7.3. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

De invloed van de Nd:YAG laser op DH is frequent onderzocht. In Tabel 18 wordt een overzicht gegeven van de beschikbare reviews en meta-analyses. De meest recente 'in vitro' en 'in vivo' studies (2011-2013) worden vermeld in Tabel 19 en Tabel 20.

Tabel 18: De invloed van de Nd:YAG laser op DH: reviews en meta-analyses

Studie	Bekomen resultaat van de studie	Bron
Al-Sabbagh M., e.a. 2009	- Verder onderzoek naar de optimale behandeling van DH is nodig zodat tandartsen een evidence-based beslissing kunnen nemen.	115
He S., e.a. 2011	- De bekomen resultaten van de verschillende studies opgenomen in deze review spreken elkaar deels tegen. Toch is er een lichte trend in de richting van het gebruik van lasers bij de behandeling van DH in vergelijking met topische agentia. - Het gebruik van lasers leidt niet tot neveneffecten wanneer bestraald wordt onder gecontroleerde laserparameters.	116
Sgolastra F., e.a. 2011	- Laserbehandeling leidt tot een vermindering van DH. Toch is de evidence hiervoor zwak, en moet een mogelijks placebo-effect overwogen worden.	118
Sgolastra F., e.a. 2013	- Bestraling met de Er:YAG laser (2940 nm), Nd:YAG laser en GaAlAs lasers (655-830 nm) lijkt effectief te zijn om DH te verminderen. - Verdere RCT (randomized clinical trial) studies zijn nodig om deze resultaten te bevestigen.	119
Blatz M.B., e.a. 2012	- De bekomen resultaten van de verschillende studies opgenomen in deze review spreken elkaar deels tegen. Toch is er een licht klinisch voordeel van het gebruik van lasers boven topische agentia.	120

Tabel 19: De invloed van de Nd:YAG laser op DH 'in vitro' (2011-2013)

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 à 2 mm van het oppervlak - 300 µm fiber - frequentie: 10 Hz - duur bestraling: 60 s - vermogen: 1W - geen koeling 	<ul style="list-style-type: none"> - Zowel vernis (Seal & Protect, Dentsply) als bestraling met de Nd:YAG laser kan het aantal en de diameter van open dentinetubuli beperken. - Applicatie van vernis is effectiever dan bestraling met de Nd:YAG laser in het beperken van het aantal en de diameter van dentinetubuli. 	121
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 400 µm fiber - energie: max 10 J - frequentie: 20 Hz - duur bestraling: 1 s - vermogen: 1 W - ED: max 300 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Bestraling met de Nd:YAG laser, de Er;Cr:YSGG laser (2780 nm) en de CO₂ laser (10600 nm) kunnen dentinetubuli geheel of gedeeltelijk afdichten, wat resulteert in een afname in DH. - Het gebruik van de Nd:YAG laser is eerste keus. 	122
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 2 à 3 mm van het oppervlak - 320 µm fiber - frequentie: 10 Hz - duur bestraling: 1 min of 2 min - vermogen: 0,8 W of step up techniek: 0,4 W; 0,5 W; 0,6 W; 0,7 W; 0,8 W telkens gedurende 30 s en een pauze van 15 s tussen de bestralingen 	<ul style="list-style-type: none"> - Afdichting en/of vernauwing van dentinetubuli wordt zowel bereikt met de Nd:YAG laser als met DA (Tenure Quick of Quell of VivaSens). - 2 minuten bestralen leidt tot een hoger percentage afgedichte tubuli dan 1 minuut bestralen. 	123
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - 300 µm fiber - energie: 50 mJ - frequentie: 10 Hz - duur bestraling: 30 s - vermogen: 0,5 W 	<ul style="list-style-type: none"> - Na het gebruik van de Nd:YAG laser alleen, of in combinatie met bioactief glas (Denshield, NovaMin) verbetert de DH. 	124
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - 300 µm fiber - pulsenergie: 50 mJ of 100 mJ - frequentie: 10 Hz - duur bestraling: 30 s - vermogen: 0,5 W of 1W 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gebruik van de Nd:YAG laser alleen met een vermogen van 1 W, of in combinatie met bioactief glas (NovaMin) kan een effectieve behandeling zijn voor DH. 	125
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 1 mm van het oppervlak - 30 µm fiber - frequentie: 25 Hz - pulsduur: 100 µs - duur bestraling: 60 s x 2 - vermogen: 1 W - geen koeling 	<ul style="list-style-type: none"> - Na Nd:YAG laserbestraling is er geen verandering in de samenstelling en structuur van het dentineoppervlak. - De concentratie aan Ca, K, Mg, Na, P en Ca/P wordt niet beïnvloed door laserbestraling. 	126

Tabel 20: De invloed van de Nd:YAG laser op DH 'in vivo' (2011-2013)

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode: 2 mm van het oppervlak - 300 µm fiber - frequentie: 10 Hz - duur bestraling: 60 s x 2 - vermogen: 1 W 	<ul style="list-style-type: none"> - Behandeling van DH met de Nd:YAG laser is beter dan behandeling met kaliumwaterstofoxalaatgel op lange termijn (9 maand follow-up). - Bij beide behandelingen werd er terugval gezien. 	127
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - contact mode - 400 µm quartz fiber - pulsenergie: 100 mJ - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 15 s - pulsinterval: 10 s - duur bestraling: 60 s - vermogen: 1,5 W - ED: 83,3 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser en Gluma Desensitizer vormt een effectieve behandelstrategie. Er wordt een onmiddellijk effect en een lange termijn effect (6 maand follow-up) bekomen. 	128

4.7.4. Conclusie

Volgens de meeste studies kan de Nd:YAG laser gebruikt worden bij de behandeling van DH zonder thermische neveneffecten aan de omgevende weefsels.^{116, 117, 118, 119, 127, 128} Vooraf wordt er best een zwarte kleurstof aangebracht op het te bestralen oppervlak.¹¹⁷ Het effect van de Nd:YAG laser berust op (partiële) afdichting van de dentinetubuli. Bovendien zou de Nd:YAG laser in staat zijn directe zenuwanalgesie te bewerkstelligen.^{117, 118, 119} De optimale laserparameters zijn echt nog niet gekend. Ook het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser met DA zou volgens sommige studies een positief effect kunnen hebben op DH.^{115, 117, 128}

Toch is er nog geen zekerheid over het gebruik van de Nd:YAG laser bij behandeling van DH. De bekomen verbetering na bestraling berust mogelijks op een placebo-effect.^{117, 118, 119} Bovendien is het niet zeker dat er met de Nd:YAG laser een lange termijnoplossing voor DH bekomen kan worden.¹¹⁷ Aangezien er nog geen consensus bestaat over de beste techniek om DH te behandelen, is verder onderzoek nodig om een gouden standaard te kunnen definiëren.¹²⁷

4.8. Bleaching

4.8.1. Inleiding

Een goed uiterlijk heeft een sterke invloed op hoe succesvol iemand ervaren wordt. Het bleachen van tanden is heden sterk in populariteit toegenomen.

Intern bleachen wordt toegepast bij avitale tanden en extern bleachen bij vitale tanden. Veelal wordt er gebruik gemaakt van waterstofperoxide, natriumperboraat of carbamideoxide.¹³¹ Bleaching is echter lang niet altijd glitter and glamour: de gebruikte agentia kunnen een verandering in de tandstructuur, een toegenomen porositeit, een erosief effect, microlekkage van restauraties, externe wortelresorptie en pulpa-irritatie induceren.^{129, 130, 131}

Er is de laatste jaren veel onderzoek gebeurd naar bleachingtechnieken waarbij verschillende concentraties van agentia aangebracht worden en geactiveerd worden met verschillende

lichtbronnen (halogeenlicht, laserlicht, LED licht).¹³¹ Bovendien vertoont de pH van de verschillende bleachingproducten een grote variatie. Een pH-neutraal of alkalisch bleachingproduct geniet de voorkeur.¹³⁰

Over het algemeen kan vitale bleaching ingedeeld worden in twee groepen: in-office bleaching en at-home bleaching.

In-office bleaching kent een aantal voordelen zoals de professionele controle over het contact van het bleachingproduct met de weke delen en over de tijd gedurende dewelke het agens op de tand aangebracht is. Bovendien is het mogelijk om enkel bepaalde delen van een tand te bleachen (zoals bijvoorbeeld het cervicale deel). Daarnaast spendeert de patiënt minder tijd aan de behandeling en wordt er een sneller resultaat bereikt.^{128, 132}

Toch wordt at-home bleaching ook frequent toegepast omwille van de eenvoud, de lage kost en het gebruiksgemak voor de patiënt. Ondanks het wetenschappelijk bewezen effect kent at-home bleaching een aantal nadelen zoals het ongecontroleerd overmatig gebruik van de agentia met als gevolg tandovergevoeligheid en weke delen overgevoeligheid.^{128, 132}

Onderzoek naar nieuwe bleachingtechnieken waarbij de neveneffecten en de stoeltijd beperkt worden en onderzoek naar verschillende lichtbronnen waarmee de agentia geactiveerd worden, worden nog steeds uitgevoerd. Het gebruik van lasers, waaronder de Nd:YAG laser is beperkt onderzocht.

4.8.2. Het mechanisme achter bleaching en de invloed van de Nd:YAG laser op bleaching

Om te bleachen wordt gebruik gemaakt van een bleachingproduct zoals waterstofperoxide. Bij de ontbinding van waterstofperoxide worden vrije zuurstofradicalen vrijgesteld. Deze radicalen zijn zeer reactief en onstabiel. Het zuurstofradicaal bereikt opnieuw een stabiele toestand door een elektron op te nemen uit zijn omgeving, zoals bijvoorbeeld uit pigmenten. Via dit proces kunnen pigmenten afgebroken worden, waardoor de tanden bleker worden. De snelheid van het bleken kan verhoogd worden door activatie van het bleachingproduct met licht of warmte.¹³²

Via toevoeging van warmte wordt de temperatuur van het waterstofperoxide verhoogd, waardoor de vrijstelling van zuurstofradicalen, en dus het bleekproces versneld wordt.¹³²

Ook door gebruik te maken van licht kan het bleachingproduct geactiveerd worden. In het bleachingproduct worden foto-initiatoren of kleurstoffen geïncorporeerd die afgestemd zijn op de gebruikte lichtbron. Lichtabsorptie door de foto-initiator of kleurstof en de overdracht van de geabsorbeerde energie naar het peroxide resulteert in een versnelde oxidatie/reductie reactie, wat de bleking versnelt.¹³² Toch dient opgemerkt te worden dat het onderscheid tussen photobleaching en activatie met warmte niet echt bestaat aangezien het effect van de lichtbron wellicht een thermisch effect is.

4.8.3. De emissiekenmerken en resultaten uit verschillende studies met elkaar vergeleken

In Tabel 21 en Tabel 22 worden de 'in vitro' en 'in vivo' studies omtrent bleaching en het gebruik van de Nd:YAG laser opgelijst. Telkens worden de emissiekenmerken van de Nd:YAG laser en het bekomen resultaat van de studie weergegeven.

Tabel 21: Bleaching en de Nd:YAG laser 'in vitro'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - energie: 100 mJ - frequentie: 25 Hz - vermogen: 2,5 W - ED: 79,62 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Bleaching van glazuur kan bereikt worden via het gecombineerd gebruik van 35 % H₂O₂ en de Nd:YAG laser. - Het effect is vergelijkbaar met de traditionele methode (met halogeenlicht). 	129
<ul style="list-style-type: none"> - non-contact mode - energie: 600 mJ - frequentie: 8 Hz - vermogen: 0,6 W 	<ul style="list-style-type: none"> - Na Nd:YAG laserbestraling werd meest variatie in intrapulpare temperatuur waargenomen. - Activatie met de Nd:YAG laser zorgt voor een temperatuurstijging die ernstige schade aan de pulpa kan veroorzaken. - Activatie van 35 % waterstofperoxide met LED-licht veroorzaakt het minst intrapulpare temperatuurstijging. 	131

Tabel 22: Bleaching en de Nd:YAG laser 'in vivo'

Emissiekenmerken Nd:YAG laser	Bekomen resultaat van de studie	Bron
<ul style="list-style-type: none"> - golflengte: 1064 nm - non-contact mode - spotdiameter: 6 mm - frequentie: 10 Hz - pulsduur: 320 μs - duur bestraling: 30 s - vermogen: 4 W - ED: 1,4 J/cm² 	<ul style="list-style-type: none"> - Additionele activatie van het bleachingproduct met de Nd:YAG laser had geen significante invloed op tandbleking. - Na bestraling met de Nd:YAG laser werd er geen vermindering in overgevoeligheid na bleaching waargenomen. De patiënten ervaarden zelfs meer pijn na de behandeling. 	133

4.8.4. Conclusie

Bleaching wordt bekomen door gebruik te maken van een bleachingproduct dat vervolgens geactiveerd wordt door een licht- of warmtebron. Er wordt volop geëxperimenteerd met verschillende bleachingproducten en licht- en warmtebronnen om een optimaal bleaching effect te verkrijgen zonder irreversibele schade aan de tand te veroorzaken. Daarbij is het essentieel dat het gebruikte bleachingproduct en de gebruikte licht- of warmtebron op elkaar afgestemd zijn.¹³⁰ Bij gebruik van lasers is een goede absorptie van het laserlicht noodzakelijk om te hoge intrapulpare temperatuurstijging te vermijden.

Bij het bleachen wordt er dus gestreefd naar een optimale balans tussen de benodigde energie voor activatie van het bleachingproduct en een minimale energieoverdracht om intrapulpare temperatuurstijging te vermijden. Een intrapulpare temperatuurstijging van meer dan 5,6 °C kan namelijk irreversibele schade veroorzaken.¹³¹

Meerdere studies geven aan dat het gebruik van de Nd:YAG laser bij bleaching niet de beste methode is.^{131, 133}

4.9. Gingivaretractie

4.9.1. Inleiding

Gingivaretractie kan noodzakelijk zijn bij verschillende restauratieve procedures zoals bij het afdrukken van een subgingivaal gelegen schouder na kroonpreparatie, of zoals bij het plaatsen van een subgingivale vulling. Vooral in de anterieure maxilla is gingivale esthetiek na een restauratieve procedure van belang.

Het gebruik van retractiedraadjes al of niet gecombineerd met een adstringent vormt de meest gebruikte methode om gingivaretractie te bekomen. Deze methode induceert echter een milde gingivale inflammatie.¹³⁴ Naast het gebruik van retractiedraadjes waarbij de gingiva wordt weggeduwd, wordt elektrotomie steeds meer toegepast. Bij contact met de elektrode kunnen cellen door verdamping desintegreren, wat in ideale omstandigheden een nauwkeurige sulcusverwijding toelaat.

4.9.2. Het gebruik van de Nd:YAG laser voor gingivaretractie

Het gebruik van de Nd:YAG laser voor gingivaretractie is heel beperkt onderzocht. Er is slechts één 'in vivo' studie beschikbaar, waaruit blijkt dat de Nd:YAG laser potentieel gebruikt kan worden om gingivale retractie te bekomen. Uit deze studie blijkt dat er snellere genezing, minder gingivale inflammatie en minder hemorrhagie kan waargenomen worden na gebruik van de Nd:YAG laser in plaats van het gebruik van de chemomechanische methode met retractiedraadjes.¹³⁴ Er is geen enkele studie beschikbaar die een vergelijking maakt tussen het gebruik van een elektrotoom en het gebruik van een Nd:YAG laser.

Het gebruik van de Nd:YAG laser voor gingivale retractie dient nog verder onderzocht te worden, waarbij extra aandacht besteed moet worden aan de gingivale genezing, het optreden van permanente gingivarecessie en de mate waarin de tand zelf in contact komt met de laserstraal. Ook de juiste laserparameters dienen onderzocht te worden.

5. CONCLUSIE

In de dagelijkse tandartspraktijk is het gebruik van lasers nog niet ingeburgerd. Toch zouden lasers de dag van vandaag een zeer goed alternatief kunnen vormen voor conventionele behandeltechnieken. Er wordt volop onderzocht welke laser het meest geschikt is voor welke behandeling. Zo zijn er verschillende lasers op de markt waaronder de Nd:YAG laser met een golflengte van 1064 nm. De golflengte van de gebruikte laser moet zoveel mogelijk overeenstemmen met de absorptiekenmerken van het bestraalde weefsel om een optimaal effect te kunnen bekomen. Nd:YAG laserlicht wordt niet goed geabsorbeerd door glazuur of dentine, waardoor het gebruik van de Nd:YAG laser binnen de restauratieve tandheelkunde in vraag gesteld kan worden. De absorptie van Nd:YAG laserlicht kan verbeterd worden door vóór bestraling een zwarte kleurstof aan te brengen op het te bestralen oppervlak. Het bekomen resultaat na Nd:YAG laserbestraling is vooral een thermisch effect. Een onvolledige absorptie van laserlicht leidt tot transmissie van een bepaalde hoeveelheid energie waardoor er een temperatuurstijging ter hoogte van de pulpa waargenomen kan worden. Een pulpale temperatuurstijging van 6 °C kan irreversibele pulpitis veroorzaken. Bij een temperatuurstijging van ongeveer 11 °C treedt er pulpanecrose op. Bestraling met laserlicht dient dus met enige voorzichtigheid te gebeuren zodat er naast het gewenste effect geen irreversibele ongewenste effecten optreden.

Naast het kiezen van de geschikte laser is het kiezen van de juiste laserparameters cruciaal om het gewenste effect te verkrijgen. Wordt bijvoorbeeld bestraald met een groter vermogen, dan is er een grotere kans op pulpaschade. Veelal zijn de ideale parameters nog niet gekend, waardoor bijkomend onderzoek gewenst is.

Ondanks de beperkte absorptie van Nd:YAG laserlicht door tandweefsel menen sommige onderzoekers dat de Nd:YAG laser toch gebruikt kan worden binnen de restauratieve tandheelkunde. De restauratieve tandheelkunde is echter een zeer ruim begrip dat verder onderverdeeld kan worden in verschillende topics.

Het gebruik van de Nd:YAG laser om cariëspreventie te bekomen werd uitvoerig onderzocht. Sommige studies ontkennen het cariëspreventief effect van de Nd:YAG laser^{42, 48, 49}; andere geven aan dat het oppervlak minder oplosbaar en dus cariësresistenter wordt na bestraling met de Nd:YAG laser.^{38, 39, 40, 44} Het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser en APF-applicatie werd slechts beperkt onderzocht, maar volgens een aantal studies zou er toch cariëspreventie verkregen kunnen worden.⁴⁶ Bij het gecombineerd gebruik zouden de fluoride-ionen langer aanwezig blijven dan bij topische fluorideapplicatie alleen. Bij verder onderzoek dient een onderscheid gemaakt te worden tussen APF-applicatie vóór of na laserbestraling.

Bij het verwijderen van carieus weefsel en caviteitspreparatie met de Nd:YAG laser moet een onderscheid gemaakt worden tussen glazuur en dentine. Dentine bevat namelijk meer water en collageen en minder HA waardoor er bij dezelfde laserparameters meer materiaalverlies is van dentine dan van glazuur. Na Nd:YAG laserbestraling wordt een onregelmatig effect bekomen, wat het bepalen van de meest optimale laserparameters moeilijk maakt. De Nd:YAG laser blijkt niet de meest geschikte laser voor caviteitspreparatie te zijn omwille van de beperkte graad van absorptie en het potentieel schadelijk effect ter hoogte van de pulpa.

Het verwijderen van restauratiematerialen met de Nd:YAG laser is te beperkt onderzocht om een evidence based conclusie te kunnen formuleren. Verder onderzoek is nodig.

Het gebruik van de Nd:YAG laser als alternatief voor het etsen met fosforzuur resulteert niet in een toename in hechtsterkte van KH aan glazuur.^{85, 96, 97, 98, 99, 102}

Bij de hechting aan dentine wordt in de literatuur veelal een onderscheid gemaakt tussen Nd:YAG laserbestraling vóór of na applicatie van het adhesief.

Meerdere studies geven aan dat Nd:YAG laserbestraling – voordat het adhesief geapliceerd wordt – niet zorgt voor een toename in de hechtsterkte van KH aan dentine.^{86, 89, 90, 92, 100} Toch zijn er ook studies die aantonen dat de hechtsterkte verhoogd kan worden.^{87, 88, 91} Volgens meerdere studies blijkt Nd:YAG laserbestraling na applicatie van het adhesief, maar vóór polymerisatie ervan, effectiever te zijn dan laserbestraling vóór applicatie van het adhesief.^{86, 92, 95}

De beste hechting tussen een KH en veldspaatporselein wordt bekomen na gebruik van HF gevolgd door het aanbrengen van een silaan coupling agent. Er is geen enkele studie die bewijst dat bestraling met de Nd:YAG laser een superieur effect op de hechtsterkte kan bieden.^{103, 104, 105, 106, 113}

De hechting van een KH-cement aan In-ceram alumina en In-ceram zirconia kan positief beïnvloed worden door Nd:YAG laserbestraling daar er een micro-retentief oppervlak gecreëerd wordt.^{107, 108, 112}

De oppervlakteruwheid neemt echter niet volgens alle studies extra toe na bestraling met de Nd:YAG laser in vergelijking met andere oppervlaktebehandelingen.¹¹⁴ De invloed van de Nd:YAG laser op Y-TZP dient verder onderzocht te worden.

Volgens de meeste studies kan de Nd:YAG laser gebruikt worden bij de behandeling van dentine-overgevoeligheid (DH) zonder thermische neveneffecten aan de omgevende weefsels.^{116, 117, 118, 119, 127, 128} Het effect van de Nd:YAG laser berust op (partiële) afdichting van de dentinetubuli. Bovendien zou Nd:YAG laserbestraling in staat zijn directe zenuwanalgesie te bewerkstelligen.^{117, 118, 119} De optimale laserparameters zijn echter nog niet gekend. Ook het gecombineerd gebruik van de Nd:YAG laser met DA zou volgens sommige studies een positief effect kunnen hebben op DH.^{115, 117, 128} Toch is er nog geen zekerheid over het gebruik van de Nd:YAG laser bij behandeling van DH. De verbetering bekomen na bestraling berust mogelijks op een placebo-effect.^{117, 118, 119} Bovendien is het niet zeker dat er met de Nd:YAG laser een lange termijnoplossing voor DH bekomen kan worden.¹¹⁷

Bij het bleachen wordt er gestreefd naar een optimale balans tussen enerzijds de benodigde energie voor activatie van het bleachingproduct en anderzijds een minimale energieoverdracht om intrapulpale temperatuurstijging te vermijden. Meerdere studies geven aan dat het gebruik van de Nd:YAG laser bij bleaching niet de beste methode is.^{129, 131, 133}

Er is slechts één 'in vivo' studie beschikbaar waaruit blijkt dat de Nd:YAG laser potentieel gebruikt kan worden om gingivaretractie te bekomen.¹³⁴ Het gebruik van de Nd:YAG laser voor gingivaretractie dient nog verder onderzocht te worden.

Uit bovenstaande blijkt dat de Nd:YAG laser niet de meest geschikte laser is binnen de restauratieve tandheelkunde. De geringe toepassingsmogelijkheden van de Nd:YAG laser zorgen ervoor dat het aanschaffen van de Nd:YAG laser voor het gebruik bij restauratieve procedures kosten-baten niet effectief is.

REFERENTIES

¹ van Loveren C., van der Weijden G.A., redacteurs. Preventieve tandheelkunde. Op weg naar een doelmatige aanpak. Houten/Diegem: Bohn Stafleu Van Loghum; 2000. p. 333.

² <http://www.dspe.nl/files/83-3-007.pdf> geraadpleegd op 07/10/2012.

³ ten Bosch J.J. Lasers in de tandheelkunde 1. Wat is er bijzonder aan lasers? Ned Tijdschr tandheelkd 2002; 109: 83-87.

⁴ van de Graaf J., Rampersad I. Lasers in de tandheelkunde. Een overzicht.

⁵ Featherstone J.D.B. Lasers in de tandheelkunde 3. Het gebruik van lasers voor de preventie van cariës. Ned Tijdschr Tandheelkd 2002; 109: 162-167.

⁶ Moritz A. Oral laser application. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2006. p. 547.

⁷ Sterenborg H.J.C.M. Lasers in de tandheelkunde 9. Veiligheid bij lasergebruik. Ned Tijdschr Tandheelkd 2003; 110: 62-66.

⁸ Coluzzi D.J., Convissar R.A. Atlas of laser applications in dentistry. Canada: Quintessence Publishing Co; 2007. p. 220.

⁹ Reich E. Lasers in de tandheelkunde 4. Verwijdering van carieus weefsel met lasers. Ned Tijdschr Tandheelkd 2002; 109: 246-249.

¹⁰ <http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/401589--Algemene+Productinformatie+.html> geraadpleegd op 25/10/2012.

¹¹ Meire M., Delmé K., Nammour S., De Moor R. Lasers : principes, eigenschappen en weefselinteractie. Belgisch tijdschrift voor tandheelkunde 2009; 2: 60-66.

¹² De Moor R., Nammour S. Lasers in de algemene praktijk, een toegevoegde waarde. Belgisch Tijdschrift voor Tandheelkunde 2009; 2: 67-70.

¹³ [http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/483403--Smartlite+KTP+Laser+\(532+nm\)+.html](http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/483403--Smartlite+KTP+Laser+(532+nm)+.html) geraadpleegd op 25/10/2012.

¹⁴ [http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/5482208--Fox+Diodelaser+\(810+nm+of+980+nm\)+.html](http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/5482208--Fox+Diodelaser+(810+nm+of+980+nm)+.html) geraadpleegd op 28/10/2012.

¹⁵ [http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/851805--XD-2+Diodelaser+\(810+nm\)+.html](http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/851805--XD-2+Diodelaser+(810+nm)+.html) geraadpleegd op 28/10/2012.

¹⁶ [http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/509034--Genius+ND:Yag+Laser+\(1064+nm\)+.html](http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/509034--Genius+ND:Yag+Laser+(1064+nm)+.html) geraadpleegd op 28/10/2012.

- ¹⁷ [http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/484152-+Smartfile+Nd:YAG+Laser+\(1064+nm\)+.html](http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/484152-+Smartfile+Nd:YAG+Laser+(1064+nm)+.html) geraadpleegd op 28/10/2012.
- ¹⁸ Hossain M., Nakamura Y., e.a. Compositional and structural changes of human dentin following caries removal by Er,Cr:YSGG laser irradiation in primary teeth. J Clin Pediatr Dent 2002; 26(4): 377-382.
- ¹⁹ Schoop U., Goharkhay K., e.a. The use of the erbium, chromium:yttriumscandium-gallium-garnet laser in endodontic treatment. The results of an in vitro study. J Am Dent Assoc. 2007, 138: 949-955.
- ²⁰ [http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/484703-+Smart+US20+D+Laser+\(10+600+nm\)+.html](http://www.hightechlaser.be/bco/view/nl/484703-+Smart+US20+D+Laser+(10+600+nm)+.html) geraadpleegd op 02/11/2012.
- ²¹ <http://www.bioopticsworld.com/articles/print/volume-3/issue-5/features/laser-dentistry-low-level-laser-therapy-therapeutic-lasers-expand-the-scope-of-dentistry.html> geraadpleegd op 02/11/2012.
- ²² Delmé K., Meire M., De. Bruyne M., Nammour S., De Moor R. Caviteitspreparatie met de Er:YAG laser in het volwassen gebit. Belgisch tijdschrift voor tandheelkunde 2009; 2: 71-80.
- ²³ Parker S. Laser regulation and safety in general dental practice. Br Dent J 2007; 202(9): 523-532.
- ²⁴ <http://physics.schooltool.nl/quantumoptics/rabi.php> geraadpleegd op 07/10/2012.
- ²⁵ Boulnois J.-L. Photophysical processes in recent medical laser developments: a review. Lasers in medical science 1986; vol 1.
- ²⁶ <http://www.dspe.nl/files/Mikroniek%202009-2%20Lasertechnologie.pdf> geraadpleegd op 01/12/2012.
- ²⁷ Parker S. Laser-tissue interaction. Brit Dent J 2007; 202:73-81.
- ²⁸ Parker S. Laser: Tissue interaction and its application in clinical dentistry. International journal of laser dentistry 2011; 1(1): 1-8.
- ²⁹ <http://bme240.eng.uci.edu/students/10s/mwinkle1/basics.html> geraadpleegd op 08/02/2013.
- ³⁰ Cow B. T. Introduction to laser-tissue interactions. 2007.
- ³¹ Parker S. Low-level laser use in dentistry. Br Dent J 2007; 202: 131-138.
- ³² Parker S. Introduction, history of lasers and laser light production. Br Dent J 2007; 202: 21-31.
- ³³ Oudhof H.A.J. Het gebruik van lasers in de tandartspraktijk: mogelijkheden en onmogelijkheden. Ned Tijdschr Tandheelkd 2007; 114:248-252.

- ³⁴ Coluzzi D.J. Fundamentals of dental lasers: science and instruments. *Dent Clin N Am* 2004; 48: 751-770.
- ³⁵ Convissar R.A. The biologic rationale for the use of lasers in dentistry. *Dent Clin N Am* 2004; 48: 771-794.
- ³⁶ Moon Y.M., Kim H. C., e.a. Effect of laser-activated irrigation of 1320-nanometer Nd:YAG laser on sealer penetration in curved root canals. *J Endod.* 2012; 38(4); 531-535.
- ³⁷ Wadhvani R. Lasers in dentistry – an introduction to new technology. *International Dentistry SA*; 9(2): 6-20.
- ³⁸ Harazaki M., Hayakawa K., Fukui T., Isshiki Y. Powell L.G. The Nd:YAG laser is useful in prevention of dental caries during orthodontic treatment. *Bull. Tokyo dent. Coll.* 2001; 42(2): 79-86.
- ³⁹ Casetellan C.S., Luiz A.C., Bezinelli L.M., Lopes R.M.G., Mendes F.M., Eduardo CdP., De Freitas P.M. In vitro evaluation of enamel demineralization after Er:YAG and Nd:YAG laser irradiation on primary teeth. *Photomedicine and Laser Surgery* 2007; 25(2): 85-90.
- ⁴⁰ Chen CC., Huang ST. The effects of lasers and fluoride on the acid resistance of decalcified human enamel. *Photomedicine and Laser Surgery* 2009; 27(3): 447-452.
- ⁴¹ Azevedo D.T., Faraoni-Romano J.J., Derceli JdR., Palma-Dibb R.G. Effect of Nd:YAG laser combined with fluoride on the prevention of primary tooth enamel demineralization. *Braz Dent J* 2012; 23(2): 104-109.
- ⁴² Tavares J.G., Eduardo CdP., Burnett L.H., Boff T.R., Moreira de Freitas P. Argon and Nd:YAG lasers for caries prevention in enamel. *Photomedicine and Laser Surgery* 2012; 30(8): 433-437.
- ⁴³ Antunes A., de Rossi W., Zezell D.M. Spectroscopic alternations on enamel and dentin after nanosecond Nd:YAG laser irradiation. *Spectrochimica Acta Part A* 2006; 64: 1142-1146.
- ⁴⁴ Rohanizadeh R., LeGeros R.Z., Fan D., Jean A., Daculsi G. Ultrastructural properties of laser-irradiated and heat-treated dentin. *J Dent Res* 1999; 78(12): 1829-1835.
- ⁴⁵ Correa-Afonso A.M., Ciconne-Nogueira J.C., Pécora J.D., Palma-Dibb R.G. In vitro assessment of laser efficiency for caries prevention in pits and fissures. *Microscopy Research and Technique* 2012; 75: 245-252.
- ⁴⁶ Zezell D.M., Boari H.G.D., Ana P.A., Eduardo CdP., Powell G.L. Nd:YAG laser in caries prevention: a clinical trial. *Lasers in surgery and medicine* 2009; 41: 31-35.
- ⁴⁷ Correa-Afonso A. M., Pécora J. D., Palma-Dibb R.G. Influence of laser irradiation on pits and fissures: an in situ study. *Photomedicine and laser surgery* 2013; 31(2): 82-89.

- ⁴⁸ Bedini R., Manzon L., Fratto G., Pecci R. Microhardness and morphological changes induced by Nd:YAG laser on dental enamel: an in vitro study. *Research and methodologies* 2010; 46(2): 168-172.
- ⁴⁹ Kimura Y., Wilder-Smith P., Arrastia-Jitosho A.M.A., Liaw L-H. L., Matsumoto K., Berns M.W. Effects of nanosecond pulsed Nd:YAG laser irradiation on dentin resistance to artificial caries-like lesions. *Lasers in surgery and medicine* 1997; 20: 15-21.
- ⁵⁰ Korythnicki D., Mayer M.P.A., Daronch M., Singer J.D.M., Grande R.H.M. Effects of Nd:YAG laser on enamel microhardness and dental plaque composition: an in situ study. *Photomedicine and laser surgery* 2006; 24(1): 59-63.
- ⁵¹ Majori M., Manzon L., Pane S., Bedini R. Effect of Nd:YAG laser on dental enamel. *Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics* 2005; 3(2): 128-133.
- ⁵² Hossain M., Nakamura Y., Kimura Y., Yamada Y., Kawanaka T., Matsumoto K. Effect of pulsed Nd:YAG laser irradiation on acid demineralization of enamel and dentin. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 2001; 19(2): 105-108.
- ⁵³ Zhang C., Kimura Y., Matsumoto K. The effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation with fluoride on root surface. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 1996; 14(6): 399-403.
- ⁵⁴ Kinney J.H., Haupt D.L., Balooch M., White J.M., Bell W.L., Marshall S.J., Marshall Jr. G.W. The threshold effects of Nd and Ho:YAG laser-induced surface modification on demineralization of dentin surfaces. *J Dent Res* 1996; 75(6): 1388-395.
- ⁵⁵ Naveen R.B., Vanaja R. G., Shashikiran. Evaluation of primary tooth enamel surface morphology and microhardness after Nd:YAG laser irradiation and APF gel treatment – an in vitro study. *J Clin Pediatr Dent* 2011; 35(4): 377-382.
- ⁵⁶ Kuramoto M., Matson E., Turbino M.L., Marques R.A. Microhardness of Nd:YAG laser irradiated enamel surfaces. *Braz Dent J* 2001; 12(1): 31-33.
- ⁵⁷ Márquez F., Quintana E., Roca I., Salgado J. Physical-mechanical effects of Nd:YAG laser on the surface of sound dental enamel. *Biomaterials* 1993; 14(4): 313-316.
- ⁵⁸ White J.M., Adams G.L. Microhardness and scanning electron microscopy analysis of Nd:YAG laser and acid treatment effects in dentin. *Scanning Microscopy* 1996; 10(2): 329-337.
- ⁵⁹ Neev J., Pham K., Lee J.P., White J.M. Dentin ablation with three infrared lasers. *Lasers in Surgery and Medicine* 1996; 18: 121-128.
- ⁶⁰ Cernavin I. A comparison of the effects of Nd:YAG and Ho:YAG laser irradiation on dentine and enamel. *Australian Dental Journal* 1995; 40(2): 79-84.

- ⁶¹ Yamada Y., Hossain M., Joe T., Kawanaka T., Kinoshita J. Matsumoto K. Removal effects of the Nd:YAG laser and CarisolTM on carious dentin. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 2000; 18(5): 241-245.
- ⁶² Jennett E., Motamedi M., Rastegar S., Frederickson C., Powers J.M. Dye-enhanced ablation of enamel by pulsed lasers. *J Dent Res* 1994; 73(12): 1841-1847.
- ⁶³ Lizarelli R.F.Z., Kurachi C., Misoguti L., Bagnato V.S. A comparative study of nanosecond and picosecond laser ablation in enamel : morphological aspects. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 2000; 18(3): 151-157.
- ⁶⁴ Cox C.J.M., Pearson G.J., Palmer G. Preliminary in vitro investigation of the effects of pulsed Nd:YAG laser irradiation on enamel and dentine. *Biomaterials* 1994; 15(14): 1145-1151.
- ⁶⁵ Al-Omari W.M., Palamara J.E. The effect of Nd:YAG and Er, Cr:YSGG lasers on the microhardness of human dentin. *Lasers Med Sci* 2013; 28: 151-156.
- ⁶⁶ McDonald A., Claffey N., Pearson G., Blau W., Setchell D. The effect of Nd:YAG radiation at nanosecond pulse duration on dentine crater depth. *Biomaterials* 2002; 23: 51-58.
- ⁶⁷ McDonald A.V., Claffey N.M., Pearson G., Blau W., Setchell D.J. Effect of Nd:YAG radiation at millisecond pulse duration on dentin crater depth. *Lasers in Surgery and Medicine* 2000; 27: 213-223.
- ⁶⁸ McDonald A., Claffey N., Pearson G., Blau W., Setchell D. The effect of Nd:YAG pulse duration on dentine crater depth. *Journal of Dentistry* 2001; 29: 43-53.
- ⁶⁹ Yamada M.K., Uo M., Ohkawa S., Akasaka T., Watari F. Three-dimensional topographic scanning electron microscope and raman spectroscopic analyses of the radiation effect on teeth by Nd:YAG, Er:YAG and CO₂ lasers. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004; 71(1): 7-15.
- ⁷⁰ Harris D.M., White J.M., Goodis H., Arcoria C.J., Simon J., Carpenter W.M., Fried D., Burkart J., Yessik M., Myers T. Selective ablation of surface enamel caries with a pulsed Nd:YAG dental laser. *Lasers in Surgery and Medicine* 2002; 30: 342-350.
- ⁷¹ White J.M., Goodis H.E., Setcos J.C., Eakle S., Hulscher B.E., Rose C.L. Effects of pulsed Nd:YAG laser energy on human teeth: a tree-year follow-up study. *JADA* 1993; 124: 45-51.
- ⁷² G. Bassi, S. Chawla, M. Patel. The Nd :YAG laser in caries removal. *Br Dent J* 1994; 177: 248-250.
- ⁷³ Gow A.M., McDonald A.V., Pearson G.J., Setchell D.J. An in vitro investigation of the temperature rises produced in dentine by Nd:YAG laser light with and without water cooling. *J. Prosthodont. Rest. Dent.* 1999; 7(2/3): 71-77.
- ⁷⁴ Launay Y., Mordon S., Cornil A., Brunetaud J.M., Maschetto Y. Thermal effects of lasers on dental tissues. *Lasers in Surgery and Medicine* 1987; 7: 473-477.

- ⁷⁵ Moriyama E.H., Zangaro R.A., Lobo P.D.C., Villaverde A.B., Pacheco M.T., Watanabe L-S., Vitkin A. Optothermal transfer simulation in laser-irradiated human dentin. *Journal of Biomedical Optics* 2003; 8(2): 298-302.
- ⁷⁶ Duncan Y., Powell G.L., Higuchi W.I., Fox J.L. Comparison of three lasers on dental pulp chamber temperature change. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 1993; 11(3): 119-122.
- ⁷⁷ White J.M., Fagan M.C., Goodis H.E. Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J Periodontol* 1994; 65(3): 255-259.
- ⁷⁸ Türkmen C., Günday M., Karaçorlu M., Basaran B. Effect of CO₂, Nd:YAG, and ArF excimer lasers on dentin morphology and pulp chamber temperature: an in vitro study. *Journal of Endodontics* 2000; 26(11): 644-648.
- ⁷⁹ Von Fraunhofer J.A., Allen D.J. Thermal effects associated with the Nd/YAG dental laser. *The Angle Orthodontist* 1993; 63(4): 299-304.
- ⁸⁰ Srimaneepong V., Palamara J.E.A., Wilson P.R. Pulpal space pressure and thermal changes from Nd:YAG laser irradiation of dentin. *Journal of Dentistry* 2002; 30: 291-296.
- ⁸¹ Mehl A., Kremers L., Salzmann K., Hickel R. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er:YAG and Nd:YAG laser. *Dent Mater* 1997; 13: 246-251.
- ⁸² Lizarelli R.F.Z., Moriyama L.T., Bagnato V.S. Temperature response in the pulpal chamber of primary human teeth exposed to Nd:YAG laser using a picoseconds pulsed regime. *Photomedicine and Laser Surgery* 2006; 24(5): 610-615.
- ⁸³ Alexander R., Xie J., Fried D. Selective removal of residual composite from dental enamel surfaces using the third harmonic of a Q-switched Nd:YAG laser. *Lasers in Surgery and Medicine* 2002; 30: 240-245.
- ⁸⁴ Thomas B.W., Hook C.R., Draughn R.A. Laser-aided degradation of composite resin. *The Angle Orthodontist* 1996; 66(4): 281-286.
- ⁸⁵ Goswami M., Singh A. Comparative evaluation of shear bond strength of composite resin bonded to acid etched or Nd:YAG laser enamel. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2011; 29: 140-143.
- ⁸⁶ Franke M., Taylor A.W., Lago A., Fredel M.C. Influence of Nd:YAG laser irradiation on an adhesive restorative procedure. *Operative Dentistry* 2006; 31(5): 604-609.
- ⁸⁷ Dayem R.N., Assessment of the penetration depth of dental adhesives through deproteinized acid-etched dentin using neodymium:yttrium-aluminium-garnet laser and sodium hypochlorite. *Lasers Med Sci* 2010; 25: 17-24.

- ⁸⁸ Rolla J.N., Mota E.G., Oshima H.M.S, Burnett Junior L.H., Spohr A.M. Nd:YAG laser influence on microtensile bond strength of different adhesive systems for human dentin. *Photomedicine and Laser Surgery* 2006; 24(6): 730-734.
- ⁸⁹ Ghiggi P.C., Cezarotto Dall Agnol R.J., Burnett Junior L.H., Borges G.A., Spohr A.M. Effect of the Nd:YAG and the Er:YAG laser on the adhesive-dentin interface: a scanning electron microscopy study. *Photomedicine and Laser Surgery* 2010; 28(2): 195-200.
- ⁹⁰ Ariyaratnam M.T., Wilson M.A., Blinkhorn A.S. An analysis of surface roughness, surface morphology and composite/dentin bond strength of human dentin following the application of the Nd:YAG laser. *Dent Mater* 1999; 15:223-228.
- ⁹¹ Wen X., Liu L., Nie X., Zhang L., Deng M., Chen Y. Effect of pulse Nd:YAG laser on bond strength and microrleakage of resin to human dentin. *Photomedicine and Laser Surgery* 2010; 28(6):741-746.
- ⁹² Matos A.B., Oliveira D.C., Kuramoto M., Eduardo CdP, Matson E. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 1999; 17(4): 165-169.
- ⁹³ Castro F.L.A., Andrade M.F., Hebling J., Lizarelli R.F.Z. Nd:YAG laser irradiation of etched/unetched dentin through an uncured two-step etch-and-rinse adhesive and its effect on microtensile bond strength. *J Adhes Dent* 2012; 14:137-145.
- ⁹⁴ Tarçin B., Günday M., Oveçoglu H., Türkmen C., Oveçoglu M.L., Oksüz M, Ay M. Tensile bond strength of dentin adhesives on acid- and laser-etched dentin surfaces. *Quintessence international* 2009; 40(10): 865-874.
- ⁹⁵ Matos A.B., Oliveira D.C., Navarro R.S., Eduardo CdP, Matson E. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 2000; 18(5): 253-257.
- ⁹⁶ Moritz A., Gutknecht N., Schoop U., Goharkhay K., Wernisch J., Sperr W. Alternatives in enamel conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery* 1996; 14(3): 133-136.
- ⁹⁷ Arcoria C.J., Lippas M.G., Vitasek B.A. Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching. *Journal of Oral Rehabilitation* 1993; 20: 213-224.
- ⁹⁸ Fuhrmann R., Gutknecht N., Magunski A., Lampert F., Diedrich P. Conditioning of enamel with Nd:YAG and CO₂ dental laser systems and with phosphoric acid. *J Orofac Orthop* 2001; 5: 375-386.
- ⁹⁹ Ariyaratnam M.T., Wilson M.A., Mackie I.C., Blinkhorn A.S. A comparison of surface roughness and composite/enamel bond strength of human enamel following the application of the Nd:YAG laser and etching with phosphoric acid. *Dent Mater* 1997; 13: 51-55.

- ¹⁰⁰ Paranhos M.P.G., Spohr A.M., Marcondes M., Oshlma H.M.S., Mota E.G., Burnett L.H. Influence of Nd:YAG laser irradiation on microtensile bond strength of adhesive systems to sound or carious dentin. *Quintessence International* 2009; 40(2): 145-153.
- ¹⁰¹ Kobayashi C.A., Fujishima A., Miyazaki T., Kimura Y., Matsumoto K., Osada T., Fukunaga H., Kawawa T. Effect of Nd:YAG laser irradiation on shear bond strength of glasionomer luting cement to dentin surface. *Int J Prosthodont* 2003; 16(5): 493-498.
- ¹⁰² Roberts-Harry D.P. Laser etching of teeth for orthodontic bracket placement: a preliminary clinical study. *Lasers Surg Med*. 1992; 12(5): 467-470.
- ¹⁰³ Akyil M.S., Yilmaz A., Karaalioglu O.F., Duymuş Z.Y. Shear bond strength of repair composite resin to an acid-etched and a laser irradiated feldspathic ceramic surface. *Photomed Laser Surg* 2010; 28(4): 539-545.
- ¹⁰⁴ Poosti M., Jahanbin A., Mahdabi P., Mehrnoush S. Porcelain conditioning with Nd:YAG and Er:YAG laser for bracket bonding in orthodontics. *Lasers Med Sci* 2012; 27: 321-324.
- ¹⁰⁵ da Silva Ferreira S., Hanashiro F.S., de Souza-Zaroni W.C., Turbino M.L., Youssef M.N. Influence of aluminium oxide sandblasting associated with Nd:YAG or Er:YAG lasers on shear bond strength of a feldspathic ceramic to resin cements. *Photomed Laser Surg* 2010; 28(4): 471-475.
- ¹⁰⁶ Akyil M.S., Yilmaz A., Bayindir F., Duymuş Z.Y. Microtensile bond strength of resin cement to a feldspathic ceramic. *Photomed Laser Surg* 2011; 29(3): 197-203.
- ¹⁰⁷ Oyaguë R.C., Osorio R., Lopes da Silveira B., Toledano M. Comparison of bond stability between dual-cure resin cements and pretreated glass-infiltrated alumina ceramics. *Photomed Laser Surg* 2011; 29(7): 465-475.
- ¹⁰⁸ Lopes da Silveira B., Paglia A., Burnett L.H., Shinkai R.S.A., Eduardo C.D.P., Spohr A.M. Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminium oxide sandblasting. *Photomed Laser Surg* 2005; 23(6): 543-548.
- ¹⁰⁹ Usumez A., Hamdemirci N., Koroglu B.Y., Simsek I. Parlar O., Sari T. Bond strength of resin cement to zirconia ceramic with different surface treatments. *Lasers Med Sci* 2013; 28: 259-266.
- ¹¹⁰ Akyil M.S., Uzun I.H., Bayindir F. Bond strength of resin cement to yttrium-stabilized tetragonal zirconia ceramic treated with air abrasion, silica coating, and laser irradiation. *Photomed Laser Surg* 2010; 28(6): 801-808.
- ¹¹¹ Akin H., Ozkurt Z., Kirmali O., Kazazoglu E., Ozdemir A.K. Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomed Laser Surg* 2011; 29(12): 797-802.

- ¹¹² Spohr A.M., Borges G.A., Burnet Junior L.H., Mota E.G., Oshima H.M.S. Surface modification of In-ceram zirconia ceramic by Nd:YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomed Laser Surg* 2008; 26(3): 203-208.
- ¹¹³ Kara H.B., Ozturk A.N., Aykent F., Koc O., Ozturk B. The effect of different surface treatments on roughness and bond strength in low fusing ceramics. *Lasers Med Sci* 2011; 26: 599-604.
- ¹¹⁴ Osorio E., Toledano M., Lopes de Silveira B., Osorio R. Effect of different surface treatments on In-ceram alumina roughness. An AFM study. *J Dent* 2010; 38(2): 118-122.
- ¹¹⁵ Al-Sabbagh M., Brown A., Thomas M.V. In-office treatment of dentinal hypersensitivity. *Dent Clin N Am* 2009; 53: 47-60.
- ¹¹⁶ He S., Wang Y., Li X., Hu D. Effectiveness of laser therapy and topical desensitizing agents in treating dentine hypersensitivity: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2011; 38: 348-358.
- ¹¹⁷ Demi M., Delmé K., De Moor R. Hypersensitive teeth : conventional vs laser treatment. Part II : laser treatment of dentin hypersensitivity. *J Oral Laser Applications* 2009; 9(2-3); 75-92.
- ¹¹⁸ Sgolastra F., Petrucci A., Gatto R., Monaco A. Effectiveness of laser in dentinal hypersensitivity treatment: a systematic review. *JOE* 2011; 37(3): 297-303.
- ¹¹⁹ Sgolastra F., Petrucci A., Severino R., Gatto R., Monaco A. Lasers for the treatment of dentin hypersensitivity: a meta-analysis. *J Dent Res* 2013; 92(6): 492-499.
- ¹²⁰ Blatz M.B. Laser therapy may be better than topical desensitizing agents for treating dentin hypersensitivity. *J Evid Base Dent Pract* 2012; 12: 69-70.
- ¹²¹ Abed A.M., Mahdian M., Seifi M., Ziaei S.A., Shamsaei M. Comparative assessment of the sealing ability of Nd:YAG laser versus a new desensitizing agent in human dentinal tubules: a pilot study. *Odont* 2011; 99: 45-48.
- ¹²² Gholami G.A., Fekrazad R., Esmail-Nejad A., Kalhori K.A.M. An evaluation of the occluding effects of Er;Cr:YSGG, Nd:YAG, CO₂ and diode lasers on dentinal tubules: a scanning electron microscope in vitro study. *Photomed Laser Surg* 2011; 29(2): 115-121.
- ¹²³ Al-Saud LMS., Al-Nahedh HNA. Occluding effect of Nd:YAG laser and different dentin desensitizing agents on human dentinal tubules in vitro: a scanning electron microscopy investigation. *Oper Dent* 2012; 37(4): 340-355.
- ¹²⁴ Farmakis E-T. R., Kozyrakis K., Khabbaz M.G., Schoop U., Beer F., Moritz A. In vitro evaluation of dentin tubule occlusion by Denshield and Neodymium-doped Yttrium-Aluminum-Garnet laser irradiation. *JOE* 2012; 38(5): 662-666.

- ¹²⁵ Farmakis E-T. R., Beer F., Kozyrakis K., Pantazis N., Moritz A. The influence of different power settings of Nd:YAG laser irradiation, bioglass and combination to the occlusion of dentinal tubules. *Photomed Laser Surg* 2013; 31(2): 54-58.
- ¹²⁶ Dilber E., Malkoc M.A., Ozturk A.N., Ozturk F. Effect of various laser irradiations on the mineral content of dentin. *Eur J Dent* 2013; 7(1): 74-80.
- ¹²⁷ Talesara T. Kulloli A., Shetty S., Kathariya R. Evaluation of potassium binoxalate gel and Nd:YAG laser in the management of dentinal hypersensitivity: a split-mouth clinical and ESEM study. *Lasers Med Sci* 2012; Epub ahead of print.
- ¹²⁸ Lopes A.O., Aranha A.C.C. Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG laser and a desensitizer agent on the treatment of dentin hypersensitivity: a clinical study. *Photomed Laser Surg* 2013; 31(3): 1-7.
- ¹²⁹ Marcondes M., Paranhos M.P.G., Spohr A.M., Mota E.G., Lima da Silva I.N., Souto A.A. Burnett L.H. The influence of the Nd:YAG laser bleaching on physical and mechanical properties of the dental enamel. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 90(1): 388-395.
- ¹³⁰ Goharkhay K., Schoop U., Wernisch J., Hartl S., De Moor R., Moritz A. Frequency doubled neodymium:yttrium-aluminium-garnet and diode laser-activated power bleaching – pH, environmental scanning electron microscopy and colorimetric in vitro evaluations. *Lasers Med Sci* 2009; 24: 339-346.
- ¹³¹ Michida S.MdA., Passos S.P., Marimoto Â.R.K., Garakis M.C.V., Araujo M.A.M. Intrapulpal temperature variation during bleaching with various activation mechanisms. *J Appl Oral Sci* 2009; 17(5): 436-439.
- ¹³² Domínguez A.D., García J.A., Costela Á, Gómez C. Influence of the light source and bleaching gel on the efficacy of the tooth whitening process. *Photomed Laser Surg* 2011; 29(1): 53-59.
- ¹³³ Strobl A., Gutknecht N., Franzen R., Hhilgers R-D, Lampert F., Meister J. Laser-assisted in-office bleaching using a neodymium:yttrium-aluminium-garnet laser: an in vivo study. *Lasers Med Sci* 2010; 25:503-509.
- ¹³⁴ Gabbar F.A., Aboulazm S.F. Comparative study on gingival retraction using mechanochemical procedure and pulsed Nd:YAG laser irradiation. *Egypt Dent J* 1995; 41: 1001-1006.

BIJLAGE: Zoekstrategie PubMed

Zoekterm (limit: Humans and English)	Aantal gevonden artikels	Aantal geselecteerde artikels
Nd:YAG laser AND Caries Prevention	36	11
Nd:YAG laser AND Acid resistance	17	7
Nd:YAG laser AND Fluoride	34	14
Nd:YAG laser AND Pits and fissures	6	2
Nd:YAG laser AND Pit and fissure sealants [MeSH]	1	0
Nd:YAG laser AND Enamel microhardness	10	9
Nd:YAG laser AND Dentin microhardness	3	2
Nd:YAG laser AND Dental cavity preparation [MeSH]	26	11
Nd:YAG laser AND Dentin crater depth	4	3
Nd:YAG laser AND Dentin ablation	17	5
Nd:YAG laser AND Enamel ablation	18	9
Nd:YAG laser AND Caries removal	15	7
Nd:YAG laser AND Pulp temperature	47	11
Nd:YAG laser AND Removal of composite	6	2
Nd:YAG laser AND Removal of glasionomer	5	1
Nd:YAG laser AND Removal of amalgam	0	0
Nd:YAG laser AND Removal of porcelain	1	0
Nd:YAG laser AND Dentin hypersensitivity (limit: "5 years")	13	7
Nd:YAG laser AND Dentin hypersensitivity [MeSH] (limit: "5 years")	12	5
Laser AND Dentin hypersensitivity [MeSH] (limit: "review" + "5 years")	10	3
Nd:YAG laser AND Bond strength	32	23
Nd:YAG laser AND Enamel modification	5	5
Nd:YAG laser AND Dentin modification	8	6
Nd:YAG laser AND Enamel adhesion	4	1
Nd:YAG laser AND Dentin adhesion	8	2
Nd:YAG laser AND Tooth bleaching [MeSH] (limit: enkel "English")	8	5
Nd:YAG laser AND Tooth bleaching [MeSH]	5	4
Nd:YAG laser AND Gingival retraction	1	1
Totaal		98