



J.D.B. Featherstone

Lasers in de tandheelkunde 3

Het gebruik van lasers voor de preventie van cariës*

Samenvatting

Trefwoorden:

- Laser
- Preventieve tandheelkunde
- Cariëspreventie

Uit het Department of Preventive and Restorative Dental Sciences van de University of California in San Francisco, Verenigde Staten van Amerika.

* Dit artikel werd vertaald en bewerkt door J.J. ten Bosch.

Datum van acceptatie:

13 maart 2002.

Adres:

Prof. J.D.B. Featherstone
University of California
Box 0758
707 Parnassus Ave
San Francisco
CA 94143
USA
jdbf@itsa.ucsf.edu

In ons laboratorium is in een model aangetoond dat bestraling van glazuur met straling uit een CO₂-laser de voortschrijding van cariësachtige laesies kan belemmeren. Daarbij moet het glazuuroppervlak door een korte stralingspuls een temperatuur van 800 – 1200°C bereiken. Voor klinische toepassing mag de pulpa geen schade ondervinden, daarom moet de temperatuurstijging aldaar onder de ongeveer 4°C te blijven. Aan beide eisen wordt voldaan als de absorptiecoëfficiënt van glazuur voor de straling voldoende hoog is. De golflengten 9,3 of 9,6 µm zijn daartoe geschikt. Overige stralingscondities zijn: stralingsflux per puls 0,01-0,05 J/mm², pulsduur tussen 5 en 100 µs, per glazuurplek 10-25 pulsen met een tussenpoos van 0,03 tot 0,1 seconden. Een onderzoek in de menselijke mond heeft de vertraging van laesieprogressie door deze behandeling bevestigd. Preventieve behandeling van cariës door een dergelijke laserbehandeling in de kliniek is waarschijnlijk mogelijk.

FEATHERSTONE JDB. Lasers in de tandheelkunde 3. Het gebruik van lasers voor de preventie van cariës. Ned Tijdschr Tandheelkd 2002; 109: 162-167.

Inleiding en achtergrond

Het doel van preventieve tandheelkunde met betrekking tot cariës is het elimineren of het zo klein mogelijk maken van de progressie van cariëslaesies. Er zijn verschillende methoden om dit te doen waaronder het gebruik van fluoride. De huidige methoden zijn maar beperkt succesvol en er zijn nieuwe nodig om een stapje verder te komen (Featherstone *et al*, 1998; Featherstone, 2000). Veel van de laesies bevinden zich in de occlusale vlakken, dus moet gezocht worden naar methoden die specifiek daarvoor geschikt zijn. Een techniek met goede vooruitzichten is het gebruik van lasers om het glazuur te behandelen. Dit was tientallen jaren een droombeeld, maar is nu de klinische werkelijkheid dicht genaderd. Dit artikel geeft een overzicht van het desbetreffend werk van Featherstone en zijn medewerkers in de laatste twintig jaar.

Vroege onderzoeken door Stern en medewerkers (1966) lieten zien dat het mogelijk was om glazuur door laserbestraling beter bestand te maken tegen oplossing door zuren. Daarna verschenen veel onderzoeken waarin de keuze van de lasergolflengte en de overige condities intuïtief was bepaald, in plaats van op grond van de eigenschappen van het tandweefsel en de koppeling tussen laser en weefsel (Yamamoto en Sato, 1980; Fox *et al*, 1992). Dit gaf weinig vooruitgang. Een verkeerde keuze van golflengte vereiste bijvoorbeeld zeer hoge stralingsniveaus om een effect te krijgen. Dit bracht onaanvaardbare schade aan de omgeving met zich mee. De eigenschappen van het weefsel moesten beter worden begrepen voordat een verstandige keuze kon worden gemaakt van de klinisch bruikbare omstandigheden.

Tandmineraal is een apatiet dat 'verontreinigd' is met carbonaat en een niet-ideale structuur heeft (Ten Cate en Featherstone, 1991). Directe warmtebehandeling of verwarming met CO₂-laserstraling verwijdert carbonaat, verbetert de kristalstructuur en vermindert

de zuuroplosbaarheid (Fowler en Kuroda, 1986; Nelson *et al*, 1987). Carbonaat wordt waarschijnlijk met water omgezet in CO₂ dat verdwijnt als gas en OH⁻-ionen, die worden ingebouwd in het apatiet. Ook wordt het van nature aanwezige water uit het glazuur verdreven. Daarom richtte de zoektocht naar de juiste condities voor cariëspreventie zich op het bewerkstelligen van deze reactie in het glazuur onder vermindering van schade aan de pulpa en de omgeving. Eerder onderzoek had laten zien dat kleine energiehoeveelheden bij de juiste lasergolflengte waarschijnlijk succesvol zouden zijn om een preventief effect te krijgen (Nelson *et al*, 1987).

Het overkoepelende doel van ons werk was dan ook het vinden van de wetenschappelijke basis voor de juiste condities van het klinisch gebruik van lasers om cariësvoortschrijding te belemmeren. De onderzochte condities waren golflengte, pulsduur, pulsherhalingsfrequentie, energie per puls en benodigd aantal pulsen. Deze werden allemaal systematisch gewijzigd om de wetenschappelijke grondslag te vinden en de beste waarde te bepalen. De hypothesen waren:

1. Er kan een verzameling waarden worden gevonden waarmee het glazuur effectief en efficiënt wordt verwarmd, maar waarbij geen schade aan de pulpa wordt veroorzaakt.
2. De ontwikkelde warmte leidt door middel van chemische en structurele verandering van het glazuur tot een verhoogde weerstand daarvan tegen oplosende zuren, niet alleen in de allerbuitenste laag maar ook op voor laesievorming belangrijke diepten.

Wisselwerking van de straling met tandweefsel

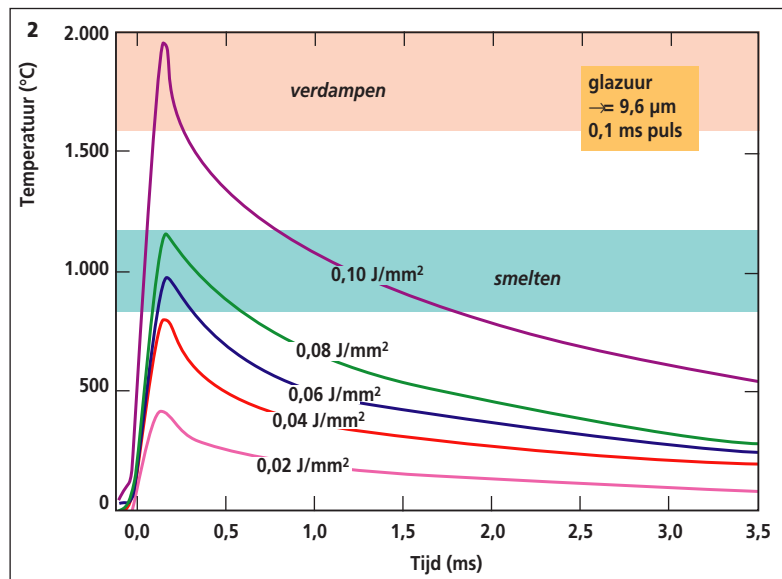
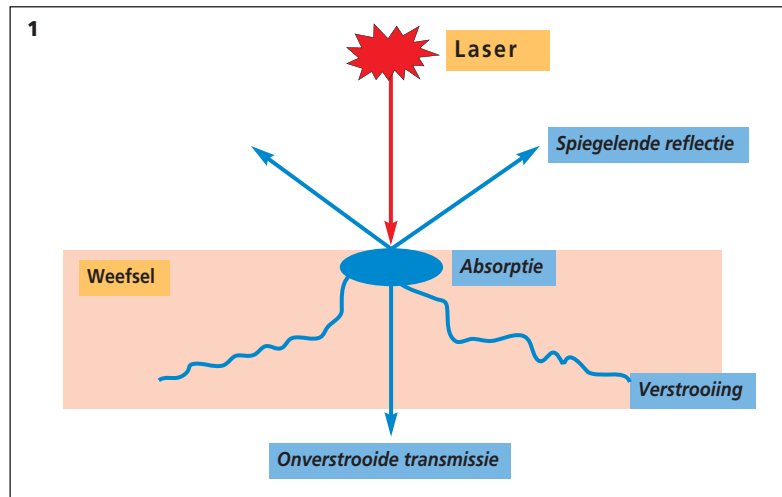
Golflengtekeuze

Verwarming van de buitenste laag van het glazuur met een laserbehandeling, met als doel een verhoogde cariësresistentie, vereist: 1. sterke absorptie van de stra-

ling en 2. geringe verstrooiing van de straling. De absorptie leidt tot efficiënte omzetting van de straling in warmte. Indien de absorptie sterk genoeg is, zal alle straling in de buitenste laag geabsorbeerd worden en de pulpa niet bereiken (afb. 1). Glazuur is voor 96 gewichtsprocent (85 vol%) mineraal, een carbonaat-houdend apatiet. De rest is water (12 vol%) en organisch materiaal als eiwitten en vetten (3%) (Ten Cate en Featherstone, 1991; LeGeros, 1991). De mate van absorptie wordt aangeduid met de absorptiecoëfficiënt, een waarde van 100/mm betekent bijvoorbeeld dat de meeste absorptie plaatsvindt in de buitenste 1/100 = 0,01 mm. Tabel 1 geeft absorptiecoëfficiënten van glazuur voor diverse golflengten waarvoor lasers beschikbaar zijn. De absorptie is in grafiek in afbeelding 2 te zien, evenals in afbeelding 4 van het inleidend artikel van deze serie (Ten Bosch, 2002).

Glazuur is bijna doorschijnend in het golflengtegebied van zichtbare straling (400-700 nm). De absorptie van zichtbaar licht is dus gering en licht zal dan ook niet geschikt zijn om glazuur te verwarmen tenzij zeer hoge energiedichtheden (energie/oppervlakte) gebruikt worden. Hetzelfde geldt voor straling met een golflengte tussen de 1000-2000 nm (1-2 μm) die door Nd:YAG- en Ho:YAG-lasers wordt uitgezonden. Dergelijke straling wordt vooral verstrooid en doorgelaten (Featherstone *et al*, 1995; Featherstone *et al*, 2001; Fried *et al*, 1995; Seka *et al*, 1995). Energiedichtheden van zulke straling die het glazuur voldoende verwarmen voor een preventief effect zullen dan ook zeker schade aan de pulpa en het parodontium veroorzaken. Bij 2,6-3 μm (Er:YAG- en Er:YSSG-lasers) absorbeert het water in het glazuur (afb. 2). Daarom zijn deze lasers geschikt voor het verwijderen van carieus glazuur, dat immers naar verhouding tot gezond glazuur veel water bevat. Een eventueel aanwezige oppervlaktelaag laat de straling door, het water wordt zeer snel en sterk verwarmd en dus verdampt, waardoor het carieuze glazuur door een explosie wordt verwijderd (Hibst en Keller, 1990; Seka *et al*, 1994; zie ook Reich, 2002: een later artikel in deze serie).

Straling die alleen de buitenste glazuurlaag moet



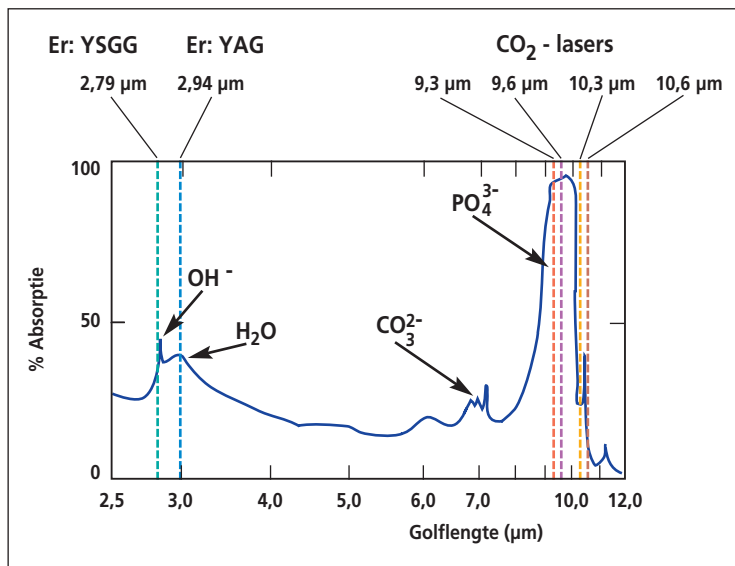
verwarmen, zal dus zeer sterk geabsorbeerd moeten worden. Afbeelding 2 en tabel 1 laten zien dat alleen de CO₂-lasers daarvoor geschikt zijn en dan vooral de lasers die straling van 9,3 of 9,6 μm golflengte uitzenden. De indringdiepten zijn dan van de orde van 1 μm (0,001 mm).

Afb. 1. Schema van laser-weefselwisselwerkingen

Afb. 2 Infrarood absorptie door tandglazuur (bewerkt naar Featherstone *et al*, 1995). De absorptiebanden van links naar rechts worden veroorzaakt door de hydroxyl groep van apatiet (OH⁻), water, carbonaat en fosfaat in apatiet. De posities van de golflengten van de Er:YSSG-, de Er:YAG- en de 4 CO₂-lasers zijn ook aangegeven waaruit blijkt dat deze mooi samenvallen met de absorpties van de componenten van het glazuur. (Weergegeven met toestemming van de Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, Bellingham, VS)

Tabel 1. Absorptiecoëfficiënten (μ_a) van tandglazuur voor straling in het zichtbaar en infrarood met de referenties van de bepalingen, zomede de cariësinhibitie die bij verschillende energiedichtheden in een cariësmodel met periodieke pH-wisselingen verkregen is. Inhibitiewaarden uit Featherstone *et al*, 1995; McCormack *et al*, 1995; Fried *et al*, 1996a; Fried *et al*, 1996b; Featherstone *et al*, 1998). Voor de CO₂-lasers was steeds de pulsduur 100 μs en 25 pulsen per plek van het glazuur. Inhibitiewaarden met verschillende letters zijn significant verschillend ($p < 0,05$).

Golflengte	μ_a , mm ⁻¹	Verwijzing	Energiedichtheid per puls (J/mm ²)	Cariësinhibitie (%)
Zichtbaar 450 – 700 nm	0,3 – 0,4	(Fried <i>et al</i> , 1995; Spitzer en ten Bosch, 1975)		
Nabij IR Nd:YAG, 1,06 μm	< 0,1	(Fried <i>et al</i> , 1995)		
Mid-IR Ho:YAG, 2,10 μm	< 2	Geschat	0,2	-11 d
Er:YSSG, 2,79 μm	48	(Zuerlein <i>et al</i> , 1999b)	0,1	38 c
Er:YAG, 2,94 μm	80	(Zuerlein <i>et al</i> , 1999b)	0,07	-6 d
Ver-IR CO ₂ , 9,3 μm	550	(Zuerlein <i>et al</i> , 1999b)	0,09	28 c
			0,025	64 a
			0,05	68 a
			0,025	70 a
			0,05	71 a
			0,05	63 a
9,6 μm	800		0,05	42 bc
10,3 μm	112,5		0,10	57 ab
10,6 μm	82,5			



Afb. 3. Het tijdsverloop van de oppervlaktetemperatuur van tandglazuur na bestraling met pulsen met golflengte 9,6 μm , 100 μs pulsduur en energiedichtheden van 0,02, 0,04, 0,06, 0,08, en 0,10 J/mm^2 . (Bron: Featherstone *et al*, 1995. Met toestemming van de Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, Bellingham, VS.).

Waargenomen temperatuurverhoging

De temperatuur van het glazuuroppervlak tijdens en direct na bestraling met een korte laserpuls uit diverse typen lasers is gemeten met speciale apparatuur die veranderingen gedurende 1 μs nog kan waarnemen (Fried *et al*, 1996a; Zuerlein *et al*, 1999a). Overeenkomstig de verwachting leidden golflengten met een lage absorptiecoëfficiënt niet tot noemenswaardige temperatuurstijgingen. Gebruik van een CO_2 -laser evenwel gaf sterke stijgingen te zien bij heel lage energiedichtheden, bij zowel runder- als menselijk glazuur. Afbeelding 3 laat dit zien. Temperaturen van 400°C en hoger, zoals ten minste nodig zijn voor het uitdrijven van de CO_2 met de daarmee gepaard gaande omzetting van het apatiet in een meer stabiele vorm, kunnen gemakkelijk worden bereikt.

Ook zijn glazuur en dentine bekeken met de scanningelektronenmicroscop na bestraling met pulsen van 9,3, 9,6, 10,3 en 10,6 μm met energiedichtheden tussen de 0,01 en 0,2 J/mm^2 (McCormack *et al*, 1995). Bij de hogere energiedichtheden bleken de oppervlakken te zijn gesmolten en gerekristalliseerd.

Bestralingscondities

Bovenstaande temperatuurmetingen dienden als leidraad voor de keuze van de overige bestralingsomstandigheden. Daarbij werd er steeds van uitgegaan dat een flinke temperatuurverhoging in de buitenste glazuurlaag nodig is voor het uitdrijven van CO_2 uit het apatiet en dat beperking tot deze laag ongewenste schade voorkomt. Afbeelding 3 laat zien dat de energiedichtheid (energie per oppervlakte) in een puls de temperatuurverhoging van het glazuuroppervlak in belangrijke mate bepaalt. Zoals verderop zal blijken zijn temperaturen tussen de 800-1200°C nodig voor een structuur-

verandering van het mineraal, die het bestand maakt tegen zuren. Smelten van glazuur gebeurt bij 900-1200°C en verdamping pas boven ongeveer 1600°C. De conclusies waren dat energiedichtheden van 0,02-0,05 J/mm^2 bij golflengten van 9,3 of 9,6 μm , met een pulsduur van 50-100 μs het meest gunstig zouden zijn voor een glazuurbehandeling maar dat dichtheden van 0,1 J/mm^2 schadelijk zouden zijn.

In later onderzoek (Fried *et al*, 2001) werd nader ingegaan op de rol van de pulsduur. Een korte stralingspuls verwarmt de buitenste glazuurlaag. Is de puls afgelopen, dan vloeit de warmte door geleiding naar dieper liggende lagen, terwijl ook warmte aan de lucht wordt afgestaan. De theorie stelt dat de ideale pulsduur even lang is als de tijd waarin de helft van de warmte wegvloeit. In genoemd later onderzoek bleek dat de afkoelingsijd korter is dan eerst werd gedacht. Daarom wordt nu verwacht dat een pulsduur van 50-100 μs het meest efficiënt is om de gewenste veranderingen te bewerkstelligen.

De tussenpozen tussen de pulsen dienen zodanig groot te zijn dat ze de noodzakelijke afkoeling tussen de pulsen toelaten, maar anderzijds zo klein dat een klinisch zinvolle behandelingstijd wordt verkregen. Een tussenpoos van 0,1 seconden, dus een puls frequentie van 10 Hz, lijkt een optimale waarde. Bij die frequentie zijn ten minste 10 pulsen nodig voor een gunstig effect. Later onderzoek heeft laten zien dat 25 pulsen op dezelfde glazuurplaats het beste is. Deze pulsen kunnen dus in 2,5 seconden worden toegediend (Kantorowitz *et al*, 1998).

Effecten van dergelijke warmtebehandeling

Verlies van carbonaat uit het glazuur

De zogenaamde Fourier-getransformeerde infrarood spectroscopie werd gebruikt om het carbonaatgehalte van glazuur te bepalen. Deze techniek meet de aanwezigheid van carbonaatgroepen in de buitenste laag van het glazuur. Afbeelding 4 laat zien wat het resultaat is van laserbestraling met verschillende energiedichtheden. Boven een bepaalde dosis bleek alle carbonaat te zijn verdwenen (Fried *et al*, 2001). In nader onderzoek bleek dat dit tot op een diepte van 10 μm het geval was (Zuerlein *et al*, 1999b).

Het verlies van carbonaat bleek afhankelijk van de golflengte en de gebruikte energiedichtheid. Bij een golflengte van 9,3 μm of 9,6 μm trad totale verwijdering op bij een stralingsdichtheid van 0,04 J/mm^2 en een pulsduur van 100 μs , en ook bij 0,05 J/mm^2 en een pulsduur van 5-10 μs . Lasers met golflengten van 10,3 of 10,6 μm vereisten veel hogere energiedichtheden.

Vermindering van progressie van kunstmatige cariës

Vermindering van de progressie van kunstmatige cariës door laserbehandeling is bestudeerd in een laboratoriummodel dat de natuurlijke cariës goed na

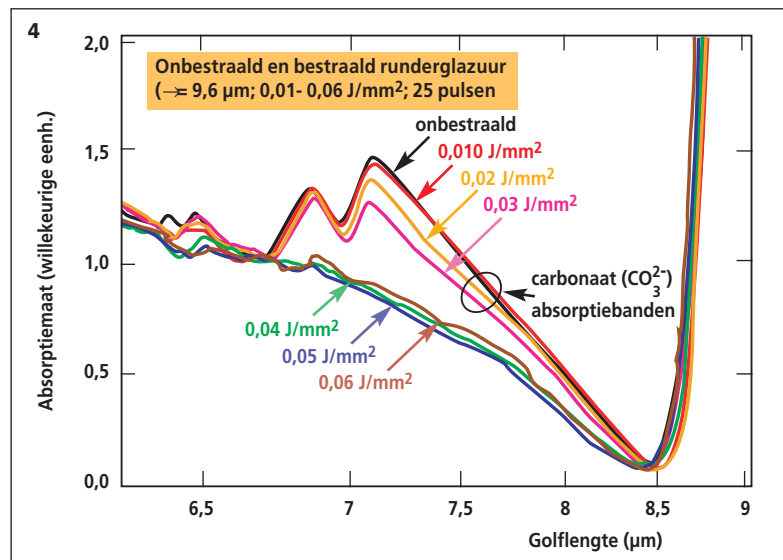
bootst. Het model is ontwikkeld om de eerste stadia van tandverval, zoals die optreden bij orthodontische patiënten, na te bootsen (O'Reilly en Featherstone, 1987). Het omvat periodieke verhoging en verlaging van de pH van een oplossing waarin zich een tandkroon bevindt. De kroon is met lak bedekt, waarin echter een venster is opgehouden alwaar de kroon aan de oplossing is blootgesteld. Dit model was eerder gebruikt voor onderzoek van het cariësmechanisme, de invloeden van fluoride daarop en de mogelijke werkzaamheid van fluoridehoudende middelen (O'Reilly en Featherstone, 1987; Featherstone, 2000).

Details van de studies met laserbestraling worden elders gegeven (Featherstone *et al.*, 1995; Featherstone *et al.*, 1998; Kantorowitz *et al.*, 1998; Fried *et al.*, 2001). De bestralingscondities waren ruim gespreid rond de waarden die het beste waren gebleken voor optimale warmteontwikkeling. Tandkronen werden bestraald in groepjes van tien. Als golflengte werd zowel 9,3 als 9,6, 10,3 en 10,6 μm gebruikt met pulsenergie-dichtheden in de orde van 0,005-0,125 J/mm^2 en per bestraalde plek 5-25 pulsen die gegeven werden met tussenpozen van 0,03 tot 1 seconden. De gebruikte pulsduren varieerden van 0,2 tot 500 μs . Ook werden nog andere lasers geprobeerd om te zien of het gebruik van hoge absorptiecoëfficiënten inderdaad essentieel is om de cariësremming te bewerkstelligen.

Steeds werden de kronen na bestraling gedurende twee weken in de oplossing met periodiek wisselende pH geplaatst, met als doel laesies te krijgen met een diepte van hoogstens 100 μm en met een macroscopisch intact oppervlak. Daarna werden de kronen doorgezaagd, ingebed en beoordeeld door hardheidsmetingen op het snijoppervlak. Deze metingen leidden tot berekening van waarden van relatief mineraalverlies, uitgedrukt als ΔZ (vol % verdwenen mineraal $\times \mu\text{m}$ laesiediepte). Voor iedere groep van tien tanden werden gemiddelden en standaarddeviaties berekend. Voor de bepaling van verschillen tussen de groepen werden de gebruikelijke statistische technieken gebruikt.

In de laatste twee kolommen van tabel 1 is een deel van de resultaten uit een groot aantal onderzoeken te zien (Featherstone *et al.*, 1995; Fried *et al.*, 1996b; Featherstone *et al.*, 1998; Kantorowitz *et al.*, 1998; Fried *et al.*, 2001). De laatste kolom van de tabel geeft de relatieve vermindering van de cariësprogressie vergeleken met onbestraalde tanden. Te zien is dat behandeling met een Ho:YAG-laser bij 2,1 μm helemaal geen meetbare vermindering van progressie geeft, integendeel. De Er:YAG- en Er:YSGG-lasers, die verkocht worden voor de excavatie van laesies en caviteiten en afetsing van glazuur en dentine, bewerkstelligen enige reductie van progressie, maar bij veel hogere energiedichtheden dan de CO_2 -lasers nodig hebben. Deze laatste tonen een duidelijke afhankelijkheid van de gebruikte golflengte, waarbij de sterk geabsorbeerde golflengten 9,3 and 9,6 μm het sterkst de laesieprogressie reduceren. Deze bewerkstelligen hetzelfde cariësreducerend effect als het tweemaal daags gebruik van een fluoridehoudende tandpasta.

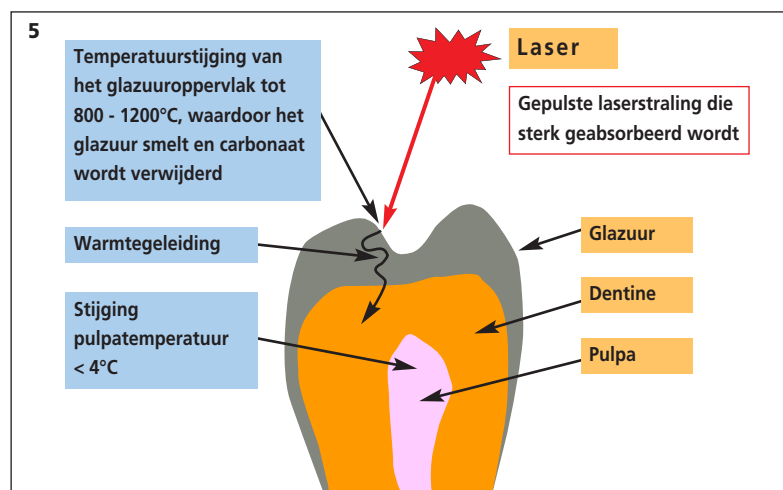
De stralingscondities die in deze experimenten tot



Afb. 4. FTIR-spectra van een glazuuroppervlak die laten zien dat het carbonaatgehalte door laserbestraling met toenemende energiedichtheid afneemt. De gebruikte laser is een CO_2 -laser met een golflengte van 9,6 μm en een pulsduur van 100 μs . De waarde van de gebruikte energiedichtheden is bij iedere lijn aangegeven. Hoe kleiner het oppervlak onder de carbonaatband is, des te minder carbonaat in het glazuur zit (Bron: Featherstone *et al.*, 1995. Weergegeven met toestemming van de Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, Bellingham, VS).

de meeste cariësreductie leidden, bleken dezelfde te zijn als die voortvloeiden uit de metingen van de oppervlaktetemperatuur en het carbonaatverlies. Deze condities zijn aldus: 1. het gebruik van een golflengte die sterk geabsorbeerd wordt door de buitenste laag glazuur van enkele μm dikte; 2. het gebruik van pulsen die kort genoeg zijn om de oppervlaktetemperatuur voor enkele μs tot 800-1200°C te verhogen, waarbij de verhoging van de pulpatemperatuur beperkt blijft tot hoogstens 5°C; 3. niet meer dan 25 pulsen per bestraalde plek; 4. geen schade aan het omgevende weefsel of de pulpa. Bij deze condities wordt dus 5. een plek met een diameter van 1 mm binnen 1 à 2,5 seconden behandeld, waarbij 6. alle carbonaat wordt verwijderd uit het mineraal in het glazuuroppervlak en de direct daaronderliggende laag. Gezien de overeenkomst tussen laesies gemaakt met dit pH-wisselingsmodel en natuurlijk

Afb. 5. Schema van de processen bij laserbehandeling van een occlusaal tandoppervlak met als doel de ontwikkeling van een carieuze laesie te voorkomen of te remmen.



ke laesies, mag worden verwacht dat deze bestralingscondities ook in de mond zullen leiden tot cariësremming.

Onderzoeken in de menselijke mond

Onderzoeken met laboratoriummodellen deden overeenkomstig goede resultaten in de mond verwachten. Dat moest echter nog wel getoetst worden. Daartoe zijn onderzoeken gedaan met blokjes glazuur die door vrijwilligers in een partiële prothese in de mond werden gedragen (Featherstone *et al*, 2001). Het was een zogenaamd cross-over experiment met 23 proefpersonen die allen met steeds nieuwe glazuurblokjes aan achtereenvolgens drie condities meededen. De 69 blokjes waren daartoe in drie groepen verdeeld. Eén groep blokjes was allereerst bestraald met pulsen laserstraling van 9,6 μm golflengte, een pulsduur van 100 μs en een energiedichtheid per puls van 0,04 J/mm^2 . Daarna werden alle blokjes blootgesteld aan een demineraliserende oplossing met cyclische pH als boven beschreven. Vervolgens werden ze in de mond gedragen onder de volgende omstandigheden: a. blokjes zonder laserbestraling, gedurende het dragen gepoetst met fluoridevrije tandpasta; b. blokjes met laserbestraling, gedurende het dragen gepoetst met fluoridevrije tandpasta; c. blokjes zonder laserbestraling, gedurende het dragen gepoetst met natriumfluoridetandpasta. Voor iedere proefpersoon werd de volgorde van de blokjes door het toeval bepaald. Na het dragen werd het mineraalgehalte in de vooraf gemaakte laesie met microradiografie bepaald.

Het resultaat bleek proefpersoonafhankelijk te zijn. Bij proefpersonen bij wie de oorspronkelijke laesie in het blokje zonder laserbehandeling en fluoridevrije tandpasta ernstiger werd, werd deze verergering door laserbehandeling en door fluoride verminderd en wel met 84%. Bij proefpersonen die geen verergering van de laesie lieten zien, bewerkstelligde fluoride een remineralisatie, laserbehandeling echter niet. Met andere woorden: laserbehandeling gaat demineralisatie *in vivo* tegen, maar bewerkstelligt geen laesieherstel door remineralisatie.

In dit onderzoek ontbrak het gebruik van laserbehandeling en fluoridehoudende tandpasta tezamen. Dit is inmiddels in het laboratorium onderzocht door Phan *et al* (1999) en laat een gecumuleerd effect van beide behandelingen zien, dat echter nog klinisch moet worden geverifieerd. Ten slotte zal ook een echt klinisch onderzoek, dus met echte tanden in plaats van blokjes glazuur, nodig zijn.

Veiligheidsaspecten

Het is duidelijk dat de eerste veiligheidsvraag is of de pulpa door laserbestraling wordt beschadigd. In de laboratoriumonderzoeken is ook de stijging van de pulpatemperatuur gemeten (Fried *et al*, 1996a). Het bleek dat bij bestraling met cariësremmende condities

(9,3 μm of 9,6 μm golflengte en energiedichtheden van ongeveer 0,06 J/mm^2 of lager) de pulpatemperatuur niet meer dan 5°C steeg, hetgeen veilig wordt geacht. Verder onderzoek met tanden die geïndiceerd zijn voor extractie om orthodontische redenen, vindt momenteel plaats.

Klinische betekenis

Zoals beschreven is klinische cariësinhibitie door laserbehandeling van glazuuroppervlakken bijna mogelijk en verantwoord. Het zal dan mogelijk zijn pits en fissuren in occlusale oppervlakken resistent te maken tegen een cariësaanval (afb. 5). Reeds aanwezige initiële laesies kunnen worden beschermd tegen voortschrijding. De behandeling zal enkele seconden per tand duren. Een combinatie van laserbehandeling en fluoride therapieën is in het bijzonder veelbelovend voor preventie van cariëslaesies. Een probleem is dat de vereiste bestralingscondities niet te realiseren zijn met de commercieel verkrijgbare lasers. Nieuwe en verbeterde lasers worden echter ontwikkeld (Fried *et al*, 2001).

Conclusies

Vele jaren laboratoriumwerk hebben geleid tot kennis omtrent de beste condities voor laserbestraling die het glazuur meer resistent maakt tegen cariës veroorzaken de zuren. Dit doel blijkt te kunnen worden bereikt zonder schade aan de pulpa. De vereiste condities omvatten onder meer het gebruik van gepulste infrarode laserstraling met een golflengte van 9,3 of 9,6 μm en een energiedichtheid van 0,01–0,05 J/mm^2 per puls. De overige condities zijn bekend en bepaald op grond van wetenschappelijk onderzoek. De verhoging van de zuurbestendigheid van glazuur wordt bereikt door de absorptie van de infrarode straling die leidt tot kortdurende temperatuurverhoging. Daardoor wordt het carbonaat uit het mineraal verwijderd en wordt ook de kristalstructuur van het apatiet verbeterd.

In een klinisch modelonderzoek was de bereikte cariësinhibitie vergelijkbaar met de remming als gevolg van dagelijks gebruik van fluoridehoudende tandpasta. Klinische toepassing lijkt verantwoord, klinische veiligheidsonderzoeken vinden momenteel plaats. Toepassing zal vooral zinvol zijn voor de bescherming van pits en fissuren waar fluoride niet zo effectief is als op gladde tandvlakken.

Literatuur

- BOSCH JJ TEN. Lasers in de tandheelkunde 1. Wat is er bijzonder aan lasers? *Ned Tijdschr Tandheelkd* 2002; 109: 83-87.
- CATE JM TEN, FEATHERSTONE JDB. Mechanistic aspects of the interactions between fluoride and dental enamel. *CRC Critic Rev Oral Biol* 1991; 2: 283-296.
- FEATHERSTONE JDB. The science and practice of caries prevention. *J Am Dent Assoc* 2000; 131: 887-899.
- FEATHERSTONE JDB, BARRETT-VESPONE NA, FRIED D, KANTOROWITZ Z, LOFTHOUSE J, SEKA W. Rational choice of laser conditions for inhibition

of caries progression. In: Wigdor HA, Featherstone JDB, White JM, eds. Lasers in dentistry. Bellingham: Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, 1995; 2394: 57-67.

- FEATHERSTONE JDB, BARRETT-VESPONE NA, FRIED D, KANTOROWITZ Z, SEKA W. CO₂ laser inhibition of artificial caries-like lesion progression in dental enamel. J Dent Res 1998; 77: 1397-1403.
- FEATHERSTONE JDB, FRIED D, GANSKY SA, STOOKEY GK, DUNIPACE AJ. Effect of carbon dioxide laser treatment on lesion progression in an intra-oral model. In: Rechmann P, Fried D, Hennig T, eds. Lasers in dentistry VII. Bellingham: Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, 2001; 4249: 87-91.
- FOWLER B, KURODA S. Changes in heated and in laser-irradiated human tooth enamel and their probable effects on solubility. Calcif Tissue Int 1986; 38: 197-208.
- FOX JL, YU D, OTSUKA M, HIGUCHI WI, WONG J, POWELL GL. Initial dissolution rate studies on dental enamel after CO₂ laser irradiation. J Dent Res 1992; 71: 1389-1397.
- FRIED D, FEATHERSTONE JDB, GLENA RE, SEKA W. The nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-IR wavelengths. Appl Optics 1995; 34: 1278-1285.
- FRIED D, RAGADIO J, AKRIVOU M, FEATHERSTONE JDB, MURRAY MW, DICKENSON KM. Dental hard tissue modification and removal using sealed transverse excited atmospheric-pressure lasers operating at 9.6 and 10.6 μm. J Biomed Optics 2001; 6: 231-238.
- FRIED D, SEKA W, GLENA RE, FEATHERSTONE JDB. The thermal response of dental hard tissues to pulsed 9 - 11 μm CO₂ laser irradiation. Optical Engineering 1996a; 35: 1976-1984.
- FRIED D, FEATHERSTONE JDB, VISURI SR, WALSH JT, SEKA W. Caries inhibition potential of Er:YAG and Er:YSGG laser light. In: Wigdor HA, Featherstone JD, White JM, Neev J, eds. Lasers in dentistry II. Bellingham: Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, 1996b; 2672: 73-78.
- HIBST R, KELLER U. Heat effect of pulsed Er:YAG laser radiation. In: Joffe SN, ed. Laser surgery: advanced characterization, therapeutics, and systems II. Bellingham: Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, 1990; 1200: 379-386.
- KANTOROWITZ Z, FEATHERSTONE JDB, FRIED D. Dental caries preventive treatment by CO₂ laser irradiation: The dependence on number of pulses. J Am Dent Assoc 1998; 129: 585-591.
- LEGEROS RZ. Calcium phosphates in enamel, dentin and bone. In: Myers, HM, ed. Calcium phosphates in oral biology and medicine. Basel: Karger, 1991: 108-129.
- McCORMACK SM, FRIED D, FEATHERSTONE JDB, GLENA RE, SEKA W. Scanning electron microscope observations of CO₂ laser effects on dental enamel. J Dent Res 1995; 74: 1702-1708.

- NELSON DGA, WEFEL JS, JONGEBLOED WL, FEATHERSTONE JDB. Morphology, histology and crystallography of human dental enamel treated with pulsed low energy IR laser radiation. Caries Res 1987; 21: 411-426.
- O'REILLY MM, FEATHERSTONE JDB. De- and remineralization around orthodontic appliances: an *in vivo* study. Am J Orthod 1987; 92: 33-40.
- PHAN ND, FRIED D, FEATHERSTONE JDB. Laser-induced transformation of carbonated apatite to fluorapatite on bovine enamel. In: Featherstone JD, Rechmann P, Fried D, eds. Lasers in dentistry V. Bellingham: Society of Photo-optical Instrumentation Engineers, 1999; 3593: 233-240.
- SEKA W, FRIED D, GLENA RE, FEATHERSTONE JDB. Laser energy deposition in dental hard tissue. J Dent Res 1994; 73: 340.
- SEKA W, FRIED D, FEATHERSTONE JDB, BORZILLARY SF. Light deposition and thermal response in dental hard tissue. J Dent Res 1995; 74: 1086-1092.
- SPITZER D, BOSCH JJ TEN. The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. Calcif Tissue Res 1975; 17: 129-137.
- STERN RH, SOGNAES RF, GOODMAN F. Laser effect on *in vitro* enamel permeability and solubility. J Am Dent Assoc 1966; 78: 838-843.
- YAMAMOTO H, SATO K. Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. J Dent Res 1980; 59: 1271-1277.
- ZUERLEIN MJ, FRIED D, FEATHERSTONE JDB, SEKA W. Optical properties of dental enamel in the mid-IR determined by pulsed photothermal radiometry. J Selected Topics in Quantum Electronics 1999a; 5: 1083-1089.
- ZUERLEIN MJ, FRIED D, FEATHERSTONE JDB. Modeling the modification depth of carbon dioxide laser treated dental enamel. Lasers in Surgery and Medicine 1999b; 25: 335-347.

Dankwoord

Velen werkten aan deze onderzoeken mee. Bijzondere dank gaat uit naar D.G.A. Nelson, W. Seka en D. Fried voor hun belangrijke wetenschappelijke bijdrage, zonder welke dit werk niet mogelijk zou zijn geweest. Het meest recente onderzoek is door D. Fried geleid. Het werk waarvan hier een overzicht is gegeven is mogelijk gemaakt door subsidies RO1-DE 09958, R29-DE12091 en R41-DE12971 van het Amerikaanse National Institute of Health/National Institute of Dental and Craniofacial Research. De Argus Photonics Group stelde de meest recente TEA-CO₂-lasers ter beschikking.

Lasers in dentistry 3. Use of lasers for the prevention of dental caries

Studies in our laboratories have demonstrated that specifically chosen CO₂ laser treatment of dental enamel can markedly inhibit subsequent caries-like progression compared to controls in a laboratory model. Optimum caries inhibition in enamel appears to be achieved by pretreatments that produce surface temperatures in the range of 800-1200°C. For clinical application the surface enamel heating must not lead to consequent pulp chamber temperature rises of > 4°C. To meet these conditions a pulsed laser is required with a sufficiently high absorption coefficient (wavelength = 9.3 or 9.6 μm), pulse duration of 5-100 μs, 10-25 pulses per spot, repetition rate of 10-30 pulses per second, and low but effective fluence (~1-5 J/cm²/pulse). A human intra-oral study has confirmed inhibition of caries progression in the human mouth. The clinical potential is good for caries preventive treatments by specific carbon dioxide laser conditions.

Summary

Key words:

- Laser
- Preventive dentistry
- Caries prevention