

Kijken naar de tand

De gang van het licht bij visuele en instrumentele waarneming

Samenvatting. Het licht dat we waarnemen als we naar een tand kijken heeft een vrij lange weg door de tand afgelegd. Een grote fractie heeft het dentine bereikt. Op deze weg ondergaat het licht ook een zijdelingse verplaatsing: het punt van intrede ligt ongeveer 2 mm van het punt van uittrede verwijderd. Dit betekent dat tandkleur, zoals visueel waargenomen, niet kan worden gekwantificeerd met een instrument dat met een cirkelvormige opening van verlichting en meting werkt. Visuele cariësdagnostiek van gladde vlakken kan worden begrepen uit de verhoogde verstrooiing door carieus glazuur.

TEN BOSCH JJ, COOPS JC, BOLT RA. Kijken naar de tand. De gang van het licht bij visuele en instrumentele waarneming. Ned Tijdschr Tandheelkd 1993; 100: 56-9.

J.J. ten Bosch, fysicus
J.C. Coops, tandarts
R.A. Bolt, fysicus

Uit het laboratorium voor Materia Technica van de rijksuniversiteit te Groningen.

Trefwoorden: Tandkleur

Datum van acceptatie: 4 juni 1992.

Adres: Prof. Dr. J.J. ten Bosch, A. Deusinglaan 1, 9713 AV Groningen.

*Naar een voordracht gehouden op de Voorjaarsvergadering van het Nederlandsch Tandheelkundig Genootschap op 26 maart 1992 te Zeist.

1 Inleiding

De menselijke waarneming steunt in hoge mate op het visueel systeem: de ogen. Zo onderzoekt de tandarts de mondholte en het gebit allereerst met de ogen en beoordeelt daarmee de kleur, plaatselijke kleurverschillen van de mucosa en de gingiva, zwellingen, de kleuren van de gebitselementen, verkleuringen daarvan als teken van non-vitaliteit, wit of bruin gekleurde plekken als teken van cariës, enz. Als lichtbron dient daarbij de tandartslamp. Soms wordt een aparte lichtbron met glasvezeloptiek gebruikt om de cariësdagnostiek door middel van tanddoorlichting (Fiber-Optic Trans Illumination (FOTI) te verbeteren.¹

Instrumentele optische methoden dienen om de visuele waarneming van getallen te voorzien. Door die getallen wordt het mogelijk de situatie vast te leggen om zo een tijdsafhankelijk verloop te volgen. Ook kan de communicatie erdoor verbeteren, zowel met de patiënt alsook met bijvoorbeeld het laboratorium. We zullen ons nu verder tot het gebit beperken.

2 Verlichting

Voor visuele waarneming is verlichting nodig. Directe verlichting met een gerichte lichtbundel gebeurt met de tandartslamp, eventueel via de spiegel. De omgeving speelt door de gerichte verlichting een geringe rol.

Bij verlichting door de algemene verlichting en/of ramen komt het licht van vele kanten en spreken we van (min of meer) diffuse verlichting. Ook is er in die situatie een belangrijke bijdrage van indirect licht, licht dat tussen lichtbron en patiënt gereflecteerd is door de vloer, wanden en kle-

ding van de tandarts en de assistente. Zijn deze oppervlakken gekleurd, dan hebben zij ook invloed op de kleur van het licht dat op de tand valt en dus ook op de waargenomen kleur. Bij kleurbeoordeling dient men hierop bedacht te zijn.

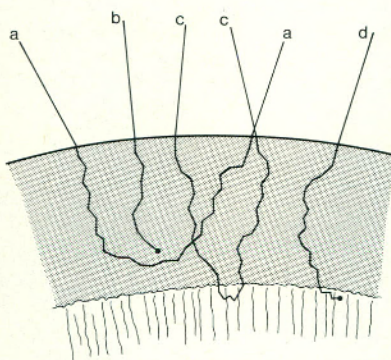
3 De lichtweg door de tand

Als we naar een tand kijken, zien we vooral licht dat vrij diep in de tand binnengedrongen is geweest. Oppervlaktereflectie levert een naar verhouding geringe bijdrage, behalve als we glansplekjes zien. Het gewone 'aanzien' van een tand wordt bepaald door licht dat in de tand is gedrongen, daarbinnen door *verstrooiing* vele malen van richting is veranderd en uiteindelijk weer in de richting van ons oog is uitgetreden. Op deze vrij lange weg door de tand kan het licht ook worden *geabsorbeerd* waarbij het

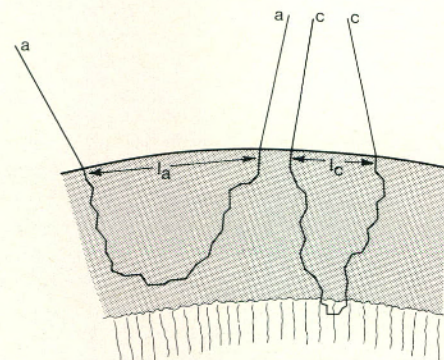
verdwijnt door omzetting in warmte (afb. 1). De mate van verstrooiing en absorptie worden ieder apart uitgedrukt in de verstrooiingscoëfficiënt en de absorptiecoëfficiënt.

Bij zo'n kronkelende lichtweg bepaalt de verstrooiingscoëfficiënt de lengte van de lichtweg: een lage verstrooiingscoëfficiënt geeft een lange lichtweg van weer uittreddend licht; een hoge coëfficiënt een korte lichtweg. En omdat de lengte van de lichtweg samen met de absorptiecoëfficiënt de mate van absorptie bepaalt, wordt deze laatste bepaald door verstrooiings- én absorptiecoëfficiënt te zamen.

Beide coëfficiënten hangen ook nog af van de golflengte van het licht, λ . Zichtbaar licht bevat golflengten tussen $\lambda = 0,39 \mu\text{m}$ (violet) en $\lambda = 0,72 \mu\text{m}$ (rood) ($1 \mu\text{m} = 1/1000 \text{ mm}$). Daartussen liggen de kleuren van de regenboog. Voorwerpen die we zien, reflecteren doorgaans alle zichtbare golfleng-



Afb. 1. Lichtwegen door de tand. a. Lichtdoorgang alléén door het glazuur, uittreding uit het tandoppervlak. b. Lichtdoorgang door en absorptie in het glazuur. c. Lichtdoorgang door zowel glazuur als dentine, uittreding. d. Absorptie in het dentine.

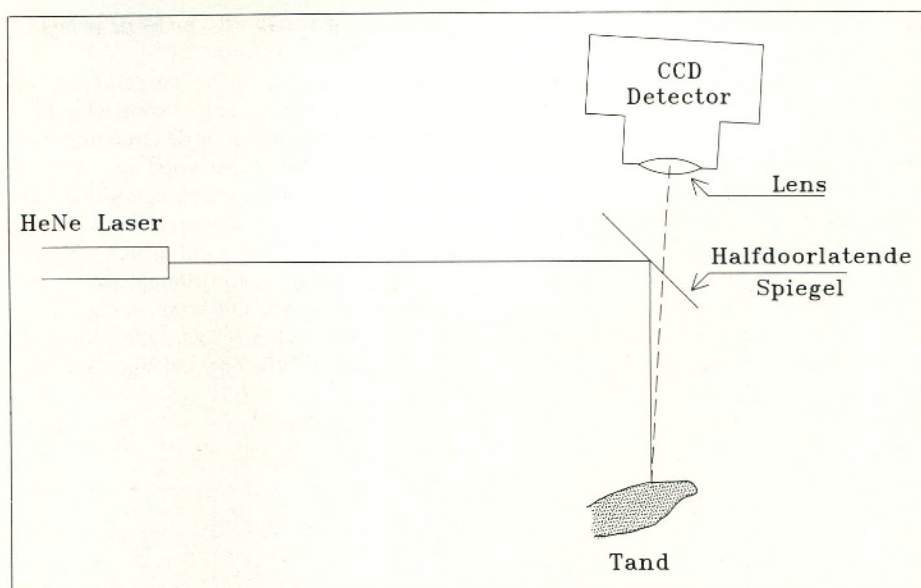


Afb. 2. De lichtwegen a. en c. uit afbeelding 1 nogmaals getekend om de afstand ℓ tussen punt van intrede en punt van uittrede te illustreren.

ten naar ons oog, maar in verschillende mate. We spreken van een spectrum. Zowel verstrooiingscoëfficiënt als absorptiecoëfficiënt, beide in afhankelijkheid van λ , zijn gemeten voor glazuur, en dentine.^{2,3} Het feit dat tanden niet sterk gekleurd zijn, duidt erop dat de absorptiecoëfficiënten niet sterk van de golflengte afhangen. Dit wordt ook in de genoemde publikaties bevestigd.

De verstrooiingscoëfficiënt van glazuur is klein, ongeveer $0,5 \text{ mm}^{-2}$, dat wil zeggen het licht verandert ongeveer tweemaal per millimeter lichtweg van richting. Het meeste licht dringt dus door tot in het dentine, waar de verstrooiingscoëfficiënt ongeveer vijf maal zo hoog is, en wordt van daaruit terugverstrooid of daarin geabsorbeerd. We mogen dus verwachten dat gezond glazuur maar een geringe invloed op lichtheid en kleur van tanden heeft.

Overeenkomstig de diepe indringing van de grillige lichtweg in de tand begint deze weg op een andere plaats op het tandoppervlak dan waar hij eindigt (afb. 2). De afstand tussen intredepunt en uitredepunt noemen we ℓ . In ons laboratorium is dit effect nader bestudeerd. Daartoe werd een dunne bundel groen laserlicht (bundeldiameter $0,76 \text{ mm}$, $\lambda = 0,543 \mu\text{m}$) op het centrum van het labiale vlak van een geëxtraheerde bovenincisie gericht. Het complete labiale vlak werd afgebeeld op een gevoelige elektronische 'beeldplaat', een CCD-array. Dit registreerde aldus de helderheid van het uitredende licht als functie van de plaats op de tand. Oppervlaktegereflecteerd licht werd niet meegeregistreerd. Afbeelding 3 geeft een schets van



Afb. 3. Schema van de opstelling om de intree-uitree-afstand te bepalen. Een dunne bundel groen of rood licht uit een He-Ne laser valt van boven op de tand, die wordt afgebeeld op een beeldplaat, een CCD-array. De helderheid van het beeld wordt daar gemeten. Een lichte kanteling voorkomt dat oppervlakte-reflectie wordt geregistreerd.

de opstelling, afbeelding 4 een voorbeeld van een helderheidsregistratie. Duidelijk is te zien dat over het hele tandoppervlak licht uitreedt. Van een dergelijke figuur kan een 'hoogtelijnen'-plaatje worden gemaakt waarin lijnen van gelijke helderheid zijn aangegeven (afb. 5). Daaruit kan dan weer de gemiddelde waarde ℓ van ℓ voor één tand worden berekend.

Dit experiment is uitgevoerd met 27 geëxtraheerde bovenincisieven, alle direct na extractie in formaline gefixeerd en ver-

volgens steeds in een bacteriostatische vochtige atmosfeer bewaard. Tabel I geeft gemiddelde waarden van ℓ over alle tanden voor rood ($\lambda = 0,633 \mu\text{m}$), zowel als groen licht, zowel als het gemiddelde van $\ell_{\text{rood}}/\ell_{\text{groen}}$ bij dezelfde tand. Het blijkt dat de gemiddelde ℓ -waarde voor groen licht kleiner is dan voor rood licht. Dit komt omdat de verstrooiingscoëfficiënt voor groen licht ietwat groter is dan voor rood licht, waardoor de lichtweg en ook de ℓ -waarde wat kleiner wordt.

Tabel I. Gemiddelde intrede-uitrede-afstand ℓ van licht dat centraal op het labiale vlak invalt en elders op dit vlak uitreedt. ℓ -waarden gemiddeld over 27 geëxtraheerde incisieven. Alle maten in mm.

	$\ell_{\text{rood}} (\lambda = 0,633 \mu\text{m})$	$\ell_{\text{groen}} (\lambda = 0,543 \mu\text{m})$	$\ell_{\text{rood}}/\ell_{\text{groen}}$
gemiddeld	2,129	1,903	1,12
s.d.	0,189	0,155	0,05

Tabel II. Gemiddelde kleurcoördinaten van 27 bovenincisieven, op vier wijzen gemeten: met een reflectiespectrometer met drie verschillende belichtings- en meetopeningen, en met een spectroradiometer. Meting loodrecht op de tand, belichting onder 45° met het labiale vlak. Dit laatste bij de reflectiespectrometer alzijds, bij de spectroradiometer alleen van de cervicale zijde.

	Reflectiespectrometer met opening			Spectroradiometer	
	3 mm	4 mm	5 mm	gemiddelde	s.d.
L*	47,61	49,14	54,32	70,56	4,2
a*	-1,86	-1,69	-1,59	-1,32	2,8
b*	-1,26	0,6	3,79	17,19	5,6

4 Instrumentele kleurbeoordeling

Bij de waarneming van de kleur van een tand kijken we naar een bepaald punt, bijvoorbeeld het centrum van de kroon, en nemen het licht waar dat daar uitreedt. Dit licht kan zijn ingetreden op een andere plaats in de tand. Omdat reeds Newton (1642-1727) zei dat de gang der lichtstralen omkeerbaar was, hebben we dus dezelfde situatie als in afbeelding 2, alleen in tegen-gestelde richting van lichtdoorgang. Dienovereenkomstig is de ideale kleurmeting die, waarbij de gehele tand wordt belicht en een klein oppervlakje in het centrum wordt gemeten. Dit is mogelijk met een spectroradiometer, een soort spectrometer die aan een videocamera is gekoppeld. Apparatuur die gebruik maakt van een rond gaatje waardoor de tand zowel wordt belicht als waargenomen, zal tot randlek van licht aanleiding geven. Dat komt omdat door de intrede-uitrede-afstand een deel van het uitredende licht buiten de meetopening naar buiten komt en niet wordt meegemeten (afb. 6). Dit is te zien in tabel II. Daarin worden de meetresultaten gegeven

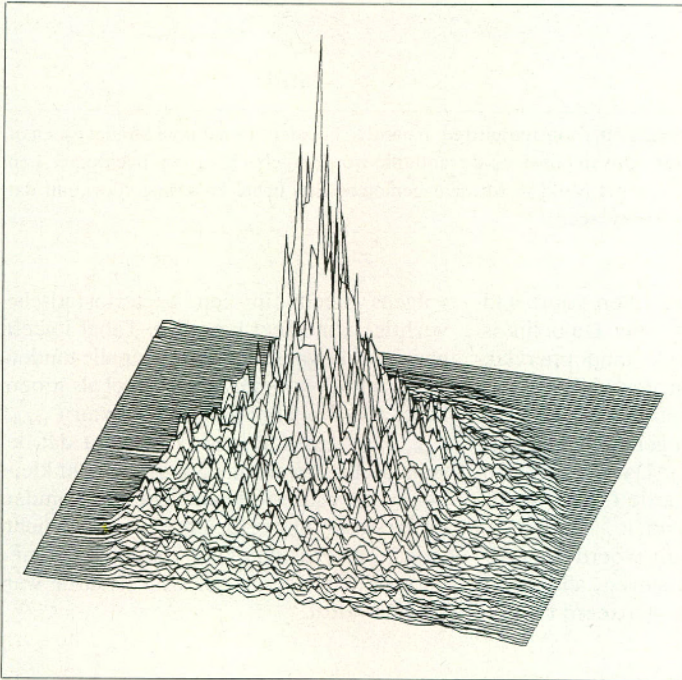
van vier verschillende kleurmetingen aan dezelfde 27 incisieven. Drie metingen zijn gedaan met een reflectiemeter waarbij de meetopening tot 3, respectievelijk 4 en 5 mm diameter was verkleind. De vierde meting is gedaan met een spectroradiometer. De hele tand werd belicht en het licht, terugkomend van een klein oppervlak van $0,5 \times 2 \text{ mm}^2$, werd gemeten. In tabel II zijn weergegeven de kleurcoördinaten L^* , a^* en b^* , een internationaal aanbevolen systeem.⁴ L^* geeft de lichtheid aan: zwart = 0, wit = 100, a^* geeft de plaats op een rood-

groen as ($a^* = 0$ is grijs) en b^* de plaats op een geel-blauw as (afb. 7).

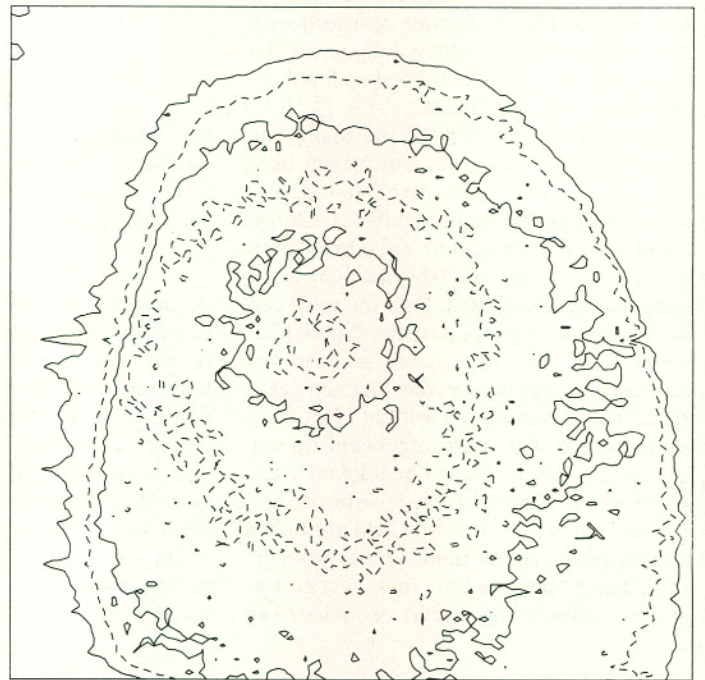
Hoewel vooral bij de vergelijking van twee instrumenten enige voorzichtigheid moet worden betracht, is de tendens duidelijk dat een kleine meetopening een behoorlijk lichtverlies en een behoorlijke daling van de b^* -waarde geeft; met andere woorden een gelige tand wordt als grijs gemeten. Bij de a^* -coördinaat treedt een geringe daling op. Dit komt omdat bij de langere golflengten (groen, geel, rood) de verstrooiingscoëfficiënt veel lager is dan bij

blauw, waardoor van alle kleuren behalve blauw veel licht door randlek verloren gaat als de opening (te) klein is.

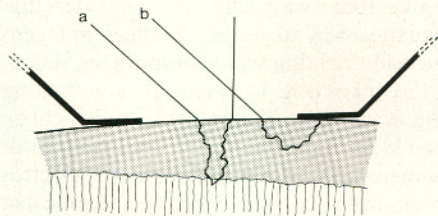
De conclusie moet zijn dat meetinstrumenten met kleine meetopeningen voor tanden niet geschikt zijn zodat algehele belichting in combinatie met kleine-plekmeting moet worden toegepast. Dit kan met een spectroradiometer. Een primitieve methode voor hetzelfde doel is reeds eerder beschreven.⁵



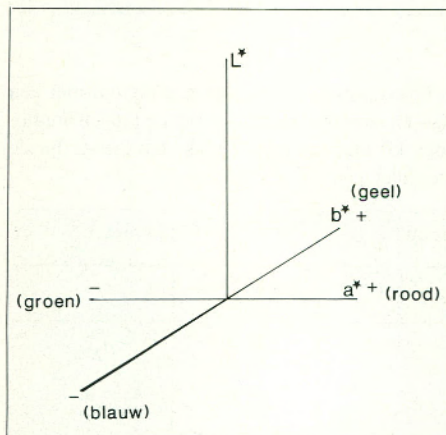
Afb. 4. Perspectivische schets van de helderheid van het uittredende licht, verticaal uitgezet, voor alle plaatsen op het labiale vlak van een 1,1 bovenincisieef, waarop in het centrum een dunne bundel laserlicht ($\lambda = 0,543 \mu\text{m}$) invalt. De lokale verschillen in helderheid zijn een gevolg van het gebruik van coherent (laser)licht en zijn voor deze beschouwing van geen betekenis. Voorzijde: cervicaal, achterzijde: incisaal.



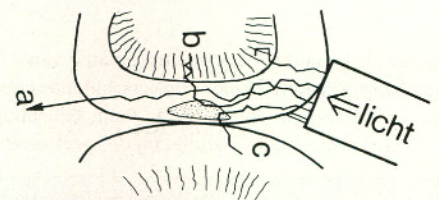
Afb. 5. De gegevens van afbeelding 4, zodanig bewerkt dat zes 'hoogtelijnen' van gelijke helderheid worden getekend. Van binnen naar buiten liggen de verschillende lijnen bij relatieve helderheden van 100; 40; 16; 6,4; 2,6 en 1,0. Het kader is $10 \times 10 \text{ mm}$ in werkelijkheid. Boven: cervicaal, onder: incisaal.



Afb. 6. Schematische weergave van de opstelling voor meting van de reflectie van een tand met een instrument met eenzelfde gat van ongeveer 3 mm voor belichting (onder 45°) zowel als meting (onder 0°). Bundeltje (a) wordt wel opgevangen bij de meting, bundeltje (b) wordt zodanig zijdelings verplaatst dat het buiten de meetopening weer uit het glazuur treedt en dus niet wordt meegemeten. Dit wordt 'randlek' genoemd.



Afb. 7. De kleurcoördinaten in het CIE $L^*a^*b^*$ -systeem.



Afb. 8. Schematische weergave van de waarschijnlijke grondslag van Fiber-Optic Trans Illumination (FOTI). Licht uit een fiberbundel wordt door de tand gestuurd en door het oog waargenomen (lichtweg a.). Is een proximale laesie aanwezig, dan verstrooit deze een groot deel van het licht sterk: lichtwegen b en c. Daardoor ontvangt het oog minder licht en wordt een vage donkere plek waargenomen.

5 Visuele diagnostiek

Behalve de relatie met kleur van de gezonde tand heeft de lichtdoorgang relatie met de visuele diagnostiek. Deze is al eerder in dit tijdschrift aan de orde geweest en wordt daarom slechts kort samengevat.⁶ Een beginnende carieuze glazuurlaesie in glazuur is te zien als een witte plek. Dat komt door het verlies aan mineraal, waardoor de in de laesie resterende mineraaldeeltjes worden omgeven door water in plaats van (zoals in gezond glazuur) door glazuur. Omdat water een veel lagere brekingsindex ($n = 1,33$) heeft dan glazuur ($n = 1,62$), neemt de verstrooiingscoëfficiënt sterk toe. Op gladde-vlakkenlaesies kan dit effect kwantitatief worden gemeten (Optische Cariës Monitor, Borsboom Sensortechnology BV, Westeremden). Blaast de tandarts de laesie 'droog', dan wordt het water ten dele vervangen door lucht ($n = 1,0$) en neemt de verstrooiing nog meer toe. Door deze toename wordt de indringdiepte veel kleiner en de lichtweg véél korter en neemt de mate van absorptie dus sterk af. De plek wordt dus witter dan zijn omgeving.

Bij FOTI wordt getracht een fissuurlaesie of proximale laesie met dóórlichting visueel waar te nemen. Over de diagnostische waarde van de methode zijn de meningen echter sterk verdeeld.^{7,8} Een zeer recent artikel toont aan dat voor de diagnose van dentine-cariës in fissuren (van geëxtraheerde tanden) FOTI ietwat nauwkeuriger is dan de gebruikelijke visuele beoordeling en dat beide superieur zijn aan röntgenfoto's.⁹ FOTI berust er waarschijnlijk op dat een relatief sterk verstrooiende laesie het doervallend licht sterk verstrooit en dus uit de waargenomen bundel verwijdert (afb. 8). Daardoor komt vaag een donkere plek te zien. Uitwendige applicatie van een absorberende kleurstof, die de laesie binnendringt, verbetert het contrast natuurlijk aanzienlijk,¹⁰ maar stuit op praktische bezwaren.

De lichtverstrooiing in dentinelaesies is voor zover ons bekend niet onderzocht. De bruine kleur van wortellaesies moet zeer

waarschijnlijk worden toegeschreven aan een sterk verhoogde concentratie aan organisch materiaal. Waarschijnlijk betreft het gedenatureerd dentinecollageen waarvan de concentratie door mineraalverlies en materiaalkrimp is verhoogd, zowel als binnengedrongen mondvloeistof-eiwit.

6 Conclusie

Uit een beschouwing van de lichtwegen in de tand volgt dat het gezonde glazuur slechts een geringe rol speelt bij de kleur. Instrumentele kleurmeting moet gebruik maken van belichting van de gehele kroon

en meting van een klein oppervlak. Visuele diagnostiek van glazuurcariës is mogelijk door een verhoogde verstrooiing in de laesie, zowel bij inspectie van gladde vlakken als bij beoordeling van proximale vlakken met behulp van FOTI.

Met het Nederlandsch Tandheelkundig Genootschap is overeengekomen de tijdens de wetenschappelijke vergadering gehouden voordrachten te publiceren. De lezers van het NTvT zijn daardoor in de gelegenheid kennis te nemen van onderwerpen, waarvan sommige ten dele of zelfs geheel buiten het gebied van de tandheekunde liggen.

Summary

OBSERVING THE TOOTH; THE PATHS OF LIGHT IN VISUAL AND INSTRUMENTAL OBSERVATION

Key words: Tooth colour

The light we observe when we look at a tooth has travelled a long way through the tooth. A large fraction has passed through the dentine. There is also a sideward displacement: the point of entrance into the tooth is about 2 mm away from the point of exit. This implies that tooth color cannot correctly be measured with an instrument employing a single circular window for both illumination and measurement. Visual caries diagnosis of smooth surfaces and with Fiber Optic Trans Illumination (FOTI) is discussed in terms of light paths through the tooth.

Literatuur

- ¹FRIEDMAN J, MARCUS MI. Transillumination of the oral cavity with use of fiber optic. *J Am Dent Assoc* 1970; 80: 801-9.
- ²SPITZER D, TEN BOSCH JJ. The adsorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. *Calcif Tissue Res* 1975; 17: 129-37.
- ³TEN BOSCH JJ, ZIJP JR. Optical properties of dentin. In: Leach SA, ed. *Dentine and dentine reactions in the oral cavity*. Oxford: IRL Press, 1987: 59-65.
- ⁴BILLMEYER FW, SALTZMAN M. *Principles of color technology*. 2nd. ed. New York: Wiley & Sons, 1981: 63.
- ⁵VAN DER BURGT TP, TEN BOSCH JJ. Een nieuwe methode van visuele tandkleurbepaling. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 1986; 43: 25-8.
- ⁶TEN BOSCH JJ. Kwantificering van initiële cariës. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 1988; 95: 279-83.
- ⁷MITROPOULOS CM. A comparison of fibre optic transillumination with bitewing radiographs. *Br Dent J* 1985; 159: 21-3.
- ⁸STEPHEN KW, RUSSELL JI, CREANOR SL, BURCHELL CK. Comparison of fibre optic transillumination with clinical and radiographic caries diagnosis. *Community Dent Oral Epidemiol* 1987; 15: 90-4.
- ⁹WENZEL A, VERDONSCHOT EH, TRUIN GJ, KÖNIG KG. Accuracy of visual inspection, fiber-optic transillumination, and various radiographic image modalities for the detection of occlusal caries in extracted non-cavitated teeth. *J Dent Res* 1992; 71: 1934-7.
- ¹⁰O'BRIEN WJ, VAZQUEZ L, JOHNSTON WM. The detection of incipient caries with tracer dyes. *J Dent Res* 1989; 68: 157-8.