

TOEPASSINGEN VAN LASERS IN DE TANDHEELKUNDE

J. J. TEN BOSCH  
J. L. N. ROODENBURG

Uit de vakgroep *Materia Technica*  
en de afdeling *Oncologie van de vakgroep Mondheelkunde*  
van de *rijksuniversiteit te Groningen*.

Trefwoorden: Fysica – Laser – Holografie

1. Inleiding

Lasers zijn lichtbronnen met bijzondere eigenschappen.<sup>1,2</sup> Ze worden al tientallen jaren gebruikt in de wetenschap en de techniek. De toepassing in de geneeskunde is een twintigtal jaren oud.<sup>3,4</sup> In de tandheelkunde is het gebruik tot voor kort beperkt gebleven tot wetenschappelijk onderzoek, met name voor het testen van materialen en voorts gericht op klinische toepassing. Thans beginnen de resultaten van dit onderzoek toepassing te vinden in de praktische tandheelkunde.<sup>5</sup> De acceptatie van deze nieuwe methoden wordt waarschijnlijk bevorderd door de vele toepassingen van lasers binnen de gezichtskring van het grote publiek.

Dit artikel beoogt informatie te verschaffen waarmee de tandarts zich een oordeel kan vormen, terwijl het ook een overzicht geeft van bestaande en verwachte tandheelkundige toepassingen. Daartoe wordt eerst het bijzondere van laserstraling toegelicht. Daarna worden de karakteristieken van laserstraling besproken om de lezer wegwijs te maken in de gegevens die in folders en bij aanbiedingen van apparatuur worden verstrekt. Tevens wordt een overzicht gegeven van de bestaande typen lasers die (potentieel) toepasbaar zijn in de tandheelkunde. Toepassingen worden besproken in drie groepen: de preventieve/therapeutische toepassingen die bijna alle berusten op de warmte-ontwikkeling door laserstraling; een diagnostische toepassing en enkele toepassingen van holografie in het meer fundamentele tandheelkundig wetenschappelijk onderzoek.

2. De opwekking en de bijzondere eigenschappen van laserstraling

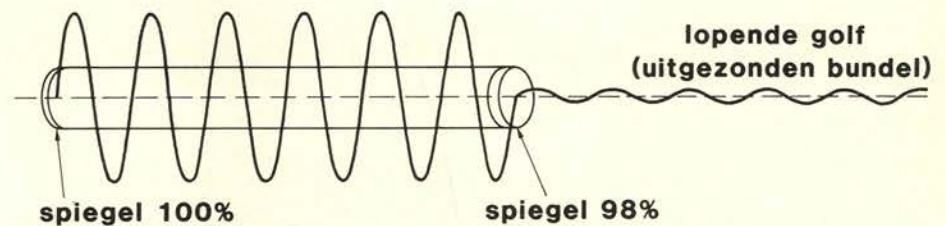
Het woord 'laser' is een acroniem van Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. We zullen duidelijk maken waar deze termen vandaan komen. Evenals in iedere andere lichtbron ontstaat laserlicht doordat de atomen, ionen of moleculen van een daarvoor geschikte stof in een zogenaamde aangeslagen toestand worden gebracht en daaruit weer terugvalen onder afgifte van een 'lichtdeeltje', een *foton*. Zo'n foton heeft een deeltjeskarakter omdat het door één atoom of molecuul wordt opgewekt en het heeft een golfkarakter omdat het zich bij de verplaatsing als een golf gedraagt. We gaan er niet op in hoe deze twee karakters worden gecombi-

neerd omdat we dan te ver in de natuurkunde zouden belanden.

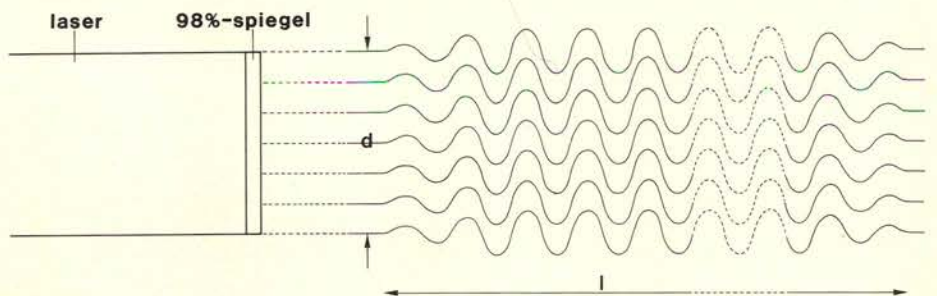
In een laser worden de fotonen tussen twee spiegels opgesloten waardoor een staande golf ontstaat. Deze bevordert de terugval van aangeslagen toestanden. Dit heet *gestimuleerde emissie*. De vrijgemaakte fotonen zijn gesynchroniseerd met de staande golf. We kunnen daarom zeggen dat *versterking* van het licht optreedt. Eén van de spiegels reflecteert echter maar voor 98 à 99%. Daardoor kunnen golven de ruimte tussen de spiegels verlaten en ontstaat een bundel straling (afb. 1). Door de synchronisatie van fotonen tussen de spiegels lopen de fotonen in deze bundel ook gesynchroniseerd. Deze situatie van staande en lopende golven heeft enige overeenkomst met een orgelpijp die in trilling wordt gebracht.

De aangeslagen toestanden in de stof tussen de spiegels (gas of vaste stof, soms vloeistof) ontstaan door op een geschikte manier energie toe te voeren. Bij gaslasers wordt een gasontlading gebruikt (net als in een TL-buis), bij vaste stof tussen de spiegels gebruikt men licht dat door een flitsbuis wordt geproduceerd. Deze buis omringt de laser. Vloeistoflasers krijgen hun energietoevoer meestal door licht vanuit een 'pomp'laser.

Laserlicht onderscheidt zich in twee aspecten van licht uit een gewone lichtbron.



Afb. 1. Laserwerking ontstaat omdat staande lichtgolven worden opgesloten tussen twee hoog-reflecterende laser-spiegels. Door één van de spiegels wordt een lopende golf als lichtbundel uitgezonden.



Afb. 2. De laserbundel bestaat uit golven die over de gehele bundelbreedte 'in de pas' lopen. Ook over grote afstanden zijn deze golven 'in de pas': l is zeer groot, tot vele kilometers lang.

Samenvatting:

Dit artikel handelt over toepassingen van lasers in de tandheelkunde. Eerst wordt kort beschreven wat een laser is en wat het bijzondere van laserstraling is. Om duidelijk te maken hoe deze eigenschappen worden gebruikt in de verschillende toepassingen, worden de kenmerkende grootheden van laserstraling kort besproken. Daardoor kunnen ook prospectie en specificaties van in de handel aangeboden lasers duidelijker worden. Een tabel geeft een overzicht van in de tandheelkunde toepasbare soorten lasers. Vervolgens worden de verschillende (potentiële) toepassingen van lasers in de tandheelkunde besproken, waarbij het specifieke voordeel van het lasergebruik wordt aangeduid.

Achtereenvolgens komen aan de orde: cariësiagnostiek, preventieve glazuurbehandeling, chirurgische behandeling van afwijkingen in de weke delen, fotodynamische tumor-therapie, biostimulatie en pijnbestrijding en tenslotte holografische toepassingen van lasers bij het meer fundamentele tandheelkundig wetenschappelijk onderzoek.

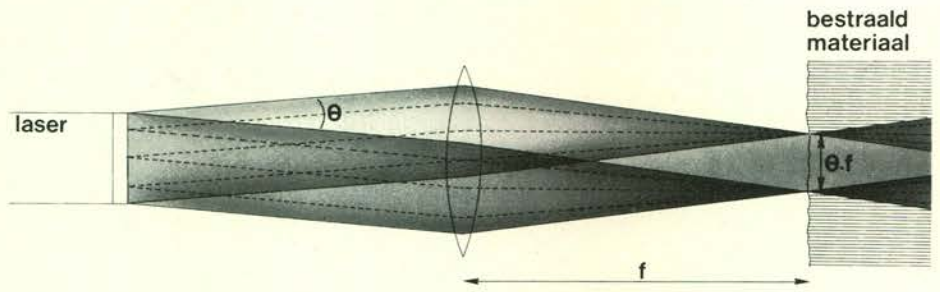
Het eerste verschil is de sterke gerichtheid van een laserbundel. Oorzaak daarvan is de synchronisatie van de uitgezonden golf met de staande golf tussen de spiegels, waardoor alle golven naast elkaar – doorgaans over de hele breedte van de bundel – met elkaar 'in de pas' lopen (afb. 2). Door deze sterke gerichtheid kan de bundel met

een lens of holle spiegel tot een zeer klein vlekje worden samengeknepen. Bevindt zich op die plek dan absorberend materiaal dan treedt een plaatselijk zeer sterke warmte-ontwikkeling op. Hierop berust het chirurgisch gebruik van de laser.

De tweede bijzondere eigenschap van laserlicht is de synchronisatie van de golven over zeer lange afstand (kilometers), of wel de grote lengte van de golftrein,  $l$  in afbeelding 2. Dit komt omdat de staande golf steeds precies tussen de spiegels moet passen. Deze eigenschap betekent ook een zeer precieze bepaaldheid van de golflengte van het licht. Door deze eigenschap wordt holografie mogelijk.<sup>6</sup> De tandheelkundige toepassingen daarvan worden in paragraaf 10 besproken.

3. De relatie tussen lasereigenschappen en gebruiksdoel

Voor een bepaald doel is de ene laser meer geschikt dan de andere. Bij gebruik als plaatselijke warmtebron zijn van belang de grootte van de bestraalde vlek, het stralingsvermogen dat in die vlek terecht komt, de bestralingsduur en de mate van absorptie in het materiaal ter plaatse:



Afb. 3. Met een lens kan een bundel tot een kleine vlek worden samengeknepen. De grootte van deze vlek wordt bepaald door de bundeldivergentie  $\theta$  en de brandpuntsafstand van de lens  $f$  (formule 4).

$$\begin{aligned} \text{plaatselijke warmteontwikkeling} &= \\ \frac{\text{bundelvermogen} \times \text{bestr. duur} \times \text{absorptiecoëfficiënt}}{\text{bestraald oppervlak}} &= \\ = \frac{P \times \Delta t \times a}{A} & \quad (1) \end{aligned}$$

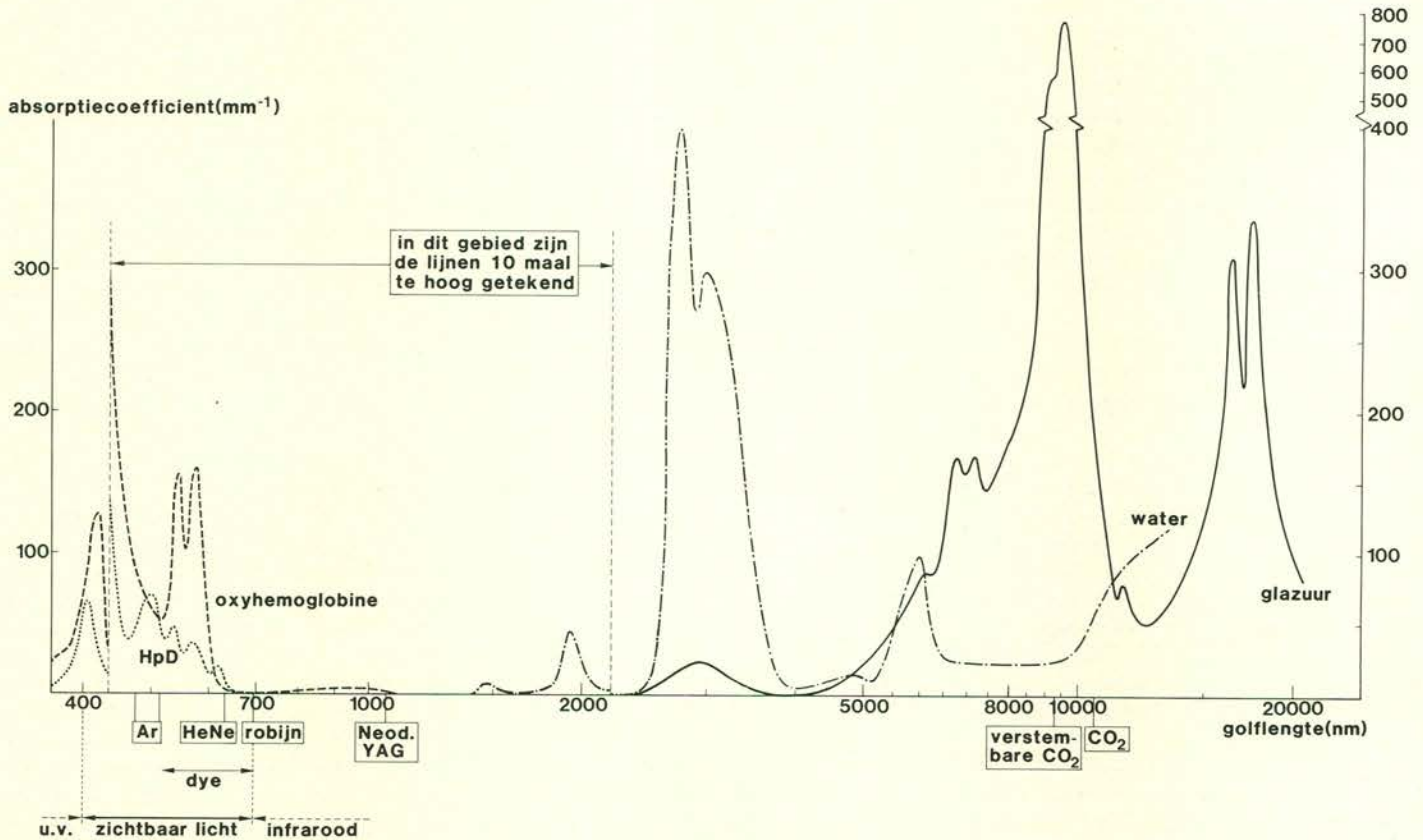
Het *bundelvermogen*  $P$  wordt voor lasers die continu uitzenden in de prospectus opgegeven in Watt. (N.B. Dit is het vermogen in de uitgezonden bundel en niet, zoals bij een gloeilamp, het verbruikte elektrische vermogen.) Bij gepulseerde lasers is het gemiddeld vermogen het produkt van pulsenergie  $Q$  (Joule) en puls frequentie  $f$  (Hertz):

$$P_{\text{gem}} = Q \times f \quad (2)$$

De *bestralingsduur*  $\Delta t$  wordt door de operateur bepaald. Het produkt van (gemiddeld) bundelvermogen en bestralingsduur is de bundelenergie  $W$  in Joule:

$$W = P \times \Delta t \quad (3)$$

Het *bestraalde oppervlak*  $A$  (in  $m^2$ ) wordt bepaald door de *bundeldivergentie*  $\theta$  in radialen (de cirkel rond is 360 graad = 6,28 radiaal) en de brandpuntsafstand  $f$  (in m) van de gebruikte lens of spiegel (afb. 3). Als het bestraalde materiaal in het brand-



Afb. 4. Het absorptiespectrum van diverse tandheelkundige materialen. Horizontaal is uitgezet de golflengte  $\lambda$  in nm en wel op een logaritmische schaal. Daaronder zijn de golflengten van de belangrijkste lasertypes aangegeven (verg. tabel I). Verticaal is uitgezet de decadische lineïke absorptiecoëfficiënt  $a$  in  $mm^{-1}$  ( $1/a$  is de afstand waarover een evenwijdige bundel door absorptie tot 10% wordt verzwakt).  
 ----- glazuur,<sup>7,8</sup> ----- water,<sup>9</sup> ----- oxyhemoglobine in bloed,<sup>10</sup> ..... HpD in tumorweefsel.<sup>11</sup> Alle curven zijn gebaseerd op globale gegevens en dienen alleen ter oriëntatie.

punt staat, is

$$A = \pi \left( \frac{\theta \cdot f}{2} \right)^2 \quad (4)$$

De grootheid  $W/A$  heet de *energie-dichtheid* ( $J/m^2$ ). Te zamen met de absorptiecoëfficiënt van het materiaal bepaalt de energiedichtheid het bestralings-effect, althans bij korte bestralingsduur ( $\approx 10$  s of korter).

De *absorptiecoëfficiënt*,  $a$ , van het materiaal bepaalt de absorptie en dus het effect van de straling in het materiaal;  $a$  wordt uitgedrukt in  $m^{-1}$ . Voor een materiaal van grote dikte is  $1/a$  de *indringdiepte* van de laserbundel.

De absorptiecoëfficiënt van het materiaal is sterk afhankelijk van de golflengte ( $\lambda$ ) van de straling. Deze wordt bepaald door de stof tussen de laserspiegels.  $\lambda$  wordt doorgaans opgegeven in nanometer ( $1 \text{ nm} = 10^{-9} \text{ m}$ ) of micrometer ( $1 \mu\text{m} = 10^{-6} \text{ m}$ ). Afbeelding 4 toont de absorptiecoëfficiënt van tandglazuur, van water en van bloed (oxyhemoglobine in bloed) als functie van de golflengte. Tevens zijn aangegeven de golflengten van de straling van in de tandheelkunde toepasbare lasers.

#### 4. Overzicht van in de tandheelkunde toepasbare lasertypes

Tabel I geeft een zeer globaal overzicht van enkele relevante typen lasers. Slechts de orde van grootte van de getallen is betrouwbaar. Desalniettemin worden de grote verschillen duidelijk. Voor alle lasers geldt dat de bundeldiameter van de orde van 1 à 3 mm is en dat de bundeldivergentie  $\theta$  van de orde van 0,5 à 2 milliradiaal (mr) is, d.w.z. 0,03 à 0,12 graad. Soortgelijke overzichten zijn ook elders te vinden.<sup>12</sup>

Een toelichting vereist de kleurstof(dye)-laser. In tegenstelling tot het beschreven werkingsmechanisme is deze laser over een groot golflengtegebied afstembaar. Dit komt omdat de stof tussen de laserspiegels in een groot golflengtegebied aanslag en terugval van moleculen vertoont. Met behulp van een extra optische component

tussen de spiegels wordt een smal golflengtegebied uitgeleerd. Deze component is verstelbaar, waarmee de golflengte instelbaar is. De energietoever geschiedt vanuit een 'pomp' laser, meestal een krachtige Argonlaser.

#### 5. Cariësdagnostiek met een Argonlaser

Tandglazuur fluoresceert, dat wil zeggen wanneer er straling van geschikte golflengte opvalt, wordt straling van hogere golflengte uitgezonden. Bekend is de blauw-witte fluorescentie die ontstaat bij ultraviolette bestraling. Bestraling in het groen levert een fluorescentie in het oranje ( $\lambda \approx 500 \text{ nm}$ ). Dit is door Bjelkhagen e.a. gebruikt voor een gevoelige methode van cariësdetectie.<sup>13</sup> Voor bestraling wordt een Argonlaser ( $\lambda = 488 \text{ nm}$ ) gebruikt waarbij de laserbundel met een lens over een enkele cm groot oppervlak wordt verspreid. Er wordt een vrij hoog vermogen ( $\approx 20 \text{ W}$ ) gebruikt, wat door de spreiding echter onschadelijk is. Waarneming geschiedt door een oranje bril zodat het laserlicht niet, de fluorescentie wél, wordt waargenomen.

Cariës is dan te zien als een donkere plek. Het visuele contrast met gezond glazuur is veel hoger dan bij de gebruikelijke visuele waarneming van een witte-vlek-laesie. Naar de oorzaken van dit contrast wordt nader onderzoek verricht.<sup>14</sup>

#### 6. Preventieve behandeling van glazuur

Toen de eerste lasers beschikbaar kwamen (robijnlasers,  $\lambda = 694,3 \text{ nm}$ ) is onderzocht wat het effect van deze straling op tandglazuur was.<sup>15, 16</sup> Ook het effect op pulpae is bestudeerd.<sup>17</sup> Bij energiedichtheden van rond de  $30 \text{ J/mm}^2$  ontstond een glasachtige vervloeiing van het glazuur, bij wat hogere energiedichtheden een witte uitdroging en bij waarden rond de  $100 \text{ J/mm}^2$  een gat met uitgedroogde randen. Voor, weliswaar kleine, pulpaeffecten was echter slechts  $\approx 1 \text{ J/mm}^2$  nodig. De conclusie luidde dat behandeling van glazuur zonder pulpabeschadiging niet mogelijk zou zijn. Achteraf is dit zeer verklaarbaar gezien de geringe

absorptie van deze robijnstraling in glazuur en in water (afb. 4).

Na het beschikbaar komen van de  $\text{CO}_2$ -laser en de Nd-YAG-laser zijn ook deze beproefd op glazuur<sup>18, 19</sup> en op pulpae.<sup>20</sup> Ook de chemische effecten op glazuur zijn zorgvuldig bestudeerd.<sup>21</sup> Door de veel hogere absorptie in glazuur (afb. 4) is het effect veel sterker: vervloeiing van het glazuuroppervlak treedt op bij  $\approx 0,5 \text{ J/mm}^2$  (voor de  $\text{CO}_2$ -laser wat minder, voor de Nd-YAG-laser wat meer). Deze vervloeiing leidt tot bescherming tegen een carieuze zuur-aanval zowel in vitro als bij proefdieren. Pulpabeschadiging behoeft bij deze doses nog niet op te treden.

Zeer recent is een verstembare  $\text{CO}_2$ -laser gebruikt bij een golflengte van  $9,32 \mu\text{m}$ .<sup>22</sup> Dit is juist bij een sterke absorptie van glazuur (afb. 4). Energiedichtheden lager dan  $0,1 \text{ J/mm}^2$  bleken voldoende te zijn voor oppervlaktevervloeiing en cariësbescherming. De indringdiepte is bij deze golflengte zeer gering omdat de absorptie zo sterk is. Daarom zullen pulpaeffecten wel kunnen worden uitgesloten.

Hoewel dit veelbelovend klinkt en wellicht in de verre toekomst uitzicht biedt op een preventieve behandeling door het laten dichtvloeien van fissuren in plaats van door ze te bestrijken met tandlak, is veel verder onderzoek nodig.

#### 7. Chirurgische behandeling van afwijkingsen van het slijmvlies en de weke delen

##### 7.1. Hemangiomen en stollingsstoornissen

Bloed absorbeert de  $\lambda = 514,5 \text{ nm}$ -straling van de Argonlaser vrij sterk (afb. 4), waardoor deze laser aangewezen lijkt voor selectieve behandeling van hemangiomen. Daarbij wordt de temperatuur zodanig verhoogd dat de eiwitten denatureren en coagulatie optreedt.<sup>10</sup> Verdamping is niet nodig. Het bovenliggende slijmvlies absorbeert geen straling en wordt dus ook niet beschadigd. De absorptiecoëfficiënt is van de orde van  $5 \text{ mm}^{-1}$  (afb. 4), de indringdiepte dus van de orde van 0,2 mm. Omdat de geocoaguleerde laag niet wordt verdampd, is de behandeldiepte dus ook ongeveer 0,2 mm en de behandelindicatie dus beperkt tot zeer oppervlakkige hemangiomen.

Bij grotere hemangiomen valt behandeling met de Neodymium-YAG-laser te overwegen. Deze straling ( $\lambda = 1,06 \mu\text{m}$ ) wordt een beetje geabsorbeerd door oxyhemoglobine (afb. 4) en enkele pigmenten. Omdat de absorptie echter gering is, is de indringdiepte groot. De verstrooiing van de straling door de structuren in het weefsel (cellen, vezels) wordt daardoor van belang. Deze veroorzaakt een verspreiding van de straling over een gebied dat tenminste enkele mm groot en diep is. Daardoor is

Tabel I. Globaal overzicht van tandheelkundig toepasbare lasertypes.

Tussenstof	Gas/vloeist./vaste st.	Continue/Puls	Golfl. (nm)	Vermogen (W)	Prijs (kfl)
Helium-Neon	G	CW	632,8	$(2-50)10^{-3}$	1-5*)
Argon	G	CW	{488,0 514,5}	$50 \times 10^{-3}-15$	20-200
$\text{CO}_2$	G	CW	$10,6 \times 10^3$	1-60	100-200
Neodymium/YAG	V	CW	$1,06 \times 10^3$	1-100	100-200
Kleurstof (Dye)	VI	CW	620-700	<6	400

\*) Exclusief bundelgeleidingssysteem.



Afb. 5. Een homogene leukoplakie van de mondbodem.



Afb. 6. Een opstelling van een CO<sub>2</sub>-laser met operatiemicroscop voor chirurgisch gebruik. De bundel laserlicht wordt via de spiegels in de gewrichten van het beweegbare buizensysteem naar de micromanipulator gevoerd.

beschadiging van onderliggend weefsel vrijwel niet te vermijden.

### 7.2. Premaligne slijmvliesafwijkingen

De belangrijkste premaligne afwijking van het mondslijmvlies is de leukoplakie. Klinisch zijn er een aantal verschillende verschijningsvormen namelijk de homogene, de verruceuze en de erosieve leukoplakie te onderscheiden. Leukoplakie is een intra-epitheliale afwijking (afb. 5) die met de CO<sub>2</sub>-laser goed en selectief kan worden verwijderd.<sup>23</sup> Daarbij wordt de sterke absorptie in water (weefsel) benut:  $a \approx 60 \text{ mm}^{-1}$  (afb. 4). De verdamping is dan beperkt tot een geringe en nauwkeurig doseerbare diepte. Het bundelvermogen is van de orde van 15 W, de vlekdiаметer van de orde van 1,5 mm. De operateur beweegt deze vlek over de afwijking in een aftastende beweging. Daarbij wordt een rode richt-



Afb. 7. Het beeld van een wond zoals deze ontstaat na verdamping van een leukoplakie met een CO<sub>2</sub>-laser. De zwarte stipjes zijn koolstof, ontstaan door verkoling van organisch materiaal.

laser gebruikt die dezelfde vlek verlicht maar wél zichtbaar is. Eén en ander wordt met een aan de laser gekoppelde operatiemicroscop uitgevoerd (afb. 6). De bundel laserlicht wordt gebundeld en gestuurd met de zogenaamde micromanipulator. Per cm<sup>2</sup> van de afwijking is ongeveer 5 seconden bestraling nodig. De energiedepositie is dan dus  $5 \times 15 = 75 \text{ J/cm}^2 = 0,75 \text{ J/mm}^2$ , voldoende voor de verdamping van een weefsellaag van 0,4 mm dikte.

Het resultaat is een droge oppervlakkige wond (afb. 7). De zwarte partikels daarin zijn koolstof, ontstaan door verkoling van organisch materiaal. Vier weken na de behandeling is het epitheel volledig hersteld. Het slijmvlies heeft een normaal aspect en er is nauwelijks littekenvorming waarneembaar (afb. 8).

### 7.3. Maligne aandoeningen

De meest voorkomende maligne afwijking van de weke delen van de mondholte is het planocellulair carcinoom uitgaande van het slijmvlies of de gingiva. Daarnaast komen in de mondholte onder meer tumoren uitgaande van de kleine speekselklieren voor.

Curatieve behandeling van dergelijke aandoeningen geschiedt door middel van radicale chirurgie, radiotherapie of een combinatie van deze modaliteiten. Bij de chirurgische behandeling kunnen lasers worden toegepast. Systemen die in aanmerking komen zijn de CO<sub>2</sub>-laser en de Neodymium-YAG-laser.

De CO<sub>2</sub>-laser kan als snijdend instrument worden gebruikt.<sup>3, 4, 9</sup> De spotgrootte is daarbij zo klein mogelijk. Met een gebruikelijke lens met een brandpuntsafstand  $f = 150 \text{ mm}$  en een bundeldivergentie  $\theta = 2,4 \times 10^{-3} \text{ rad}$ , is de spotdiameter 0,36 mm en het oppervlak 0,1 mm<sup>2</sup> (afb. 3, formule 4). Het bundelvermogen is van de orde van 20 W. De bundel wordt op de te snijden lijn heen en weer bewogen. Aldus kan een snede van 0,5 cm diep en 1 cm lang in zo'n 10 seconden worden gemaakt.

De voordelen van dit 'lichtmes' zijn:

1. een lichte hemostatische werking op



Afb. 8. Dezelfde wond, vier weken later. Het epitheel heeft zich hersteld en het slijmvlies ziet er normaal uit. Er is praktisch geen littekenvorming.

bloedvaten met een diameter van minder dan 1 mm;

2. de mogelijkheid om de behandeling met behulp van een operatiemicroscop onder beeldvergroting uit te voeren;

3. de afwezigheid van de noodzaak van instrument-weefselcontact.

De Neodymium-YAG-laser wordt gebruikt voor tumorbehandeling vanwege zijn coagulerende werking. De temperatuurverhoging blijft onder het kookpunt van weefsel, maar treedt over een groot gebied op (par. 7.1.). Het gecoaguleerde weefsel wordt door het lichaam afgebroken en als afval verwijderd. •

### 8. Fotodynamische tumor-therapie

Een volledig nieuw concept in de kankerbehandeling is de Foto Dynamische Therapie (PDT).<sup>24</sup> Daarbij wordt straling gebruikt om een lichtgevoelige stof, bijvoorbeeld haematoporphyrine-derivaat (HpD), te activeren. Deze stof is van tevoren intraveneus toegediend en daarna min of meer selectief door de tumor opgenomen. Het activeringsproces berust waarschijnlijk op het vrijmaken van zuurstofradicalen, die een keten van chemische reacties en daarmee de dood van nabij gelegen cellen veroorzaken. Het selectieve proces is in discussie. Tot voor kort werd aangenomen dat bij bepaalde maligne tumoren de HpD door de tumorcellen zelf selectief werd opgenomen. Recente onderzoeken duiden er echter op dat de HpD niet in de cellen doordringt maar in het vaatbed blijft waardoor dit bij de bestraling wordt vernietigd.<sup>25</sup> Dit zou betekenen dat selectieve opname door de tumor berust op een verschil in vaat-eigenschappen.

Voor de bestraling wordt een dye-laser gebruikt die op een golflengte van 630 nm is ingesteld. Afbeelding 4 laat zien dat bij die golflengte de absorptie door bloed gering is terwijl de absorptie door HpD een piek heeft. De He-Ne-laser die hier ook uitzendt, heeft onvoldoende vermogen om te worden gebruikt (tabel I). Nauwkeurige analyses van de golflengte-afhankelijkheid van bloed-absorptie en HpD-activering leiden tot de conclusie dat kleine tumoren

Afb. 9. Voorbeeld van het beeld dat men ziet bij reconstructie met een interferentiehologram. Op een gebalsemde schedel wordt een kracht uitgeoefend. Hiernaast de opstelling met de schedel, de trekbeugel en de trekstangen. Het gereconstrueerde beeld hieronder laat het gebied rond de rechter oogkas zien. Tussen de twee belichtingen met een He-Ne-laser heeft men de trekkracht van 1,2 N (0,12 kgf) tot 2,0 N (0,2 kgf) laten toenemen. De interferentielijnen geven verplaatsingsverschillen aan: van de ene lijn tot de volgende neemt de verplaatsing in de richting van de waarnemer met  $0,32 \mu\text{m}$  toe of af. Duidelijk is te zien dat het schedeldak zich niet heeft verplaatst, de bovenkaak wél. (Welwillend afgestaan door Dr. G. Kragt te Hoorn.)



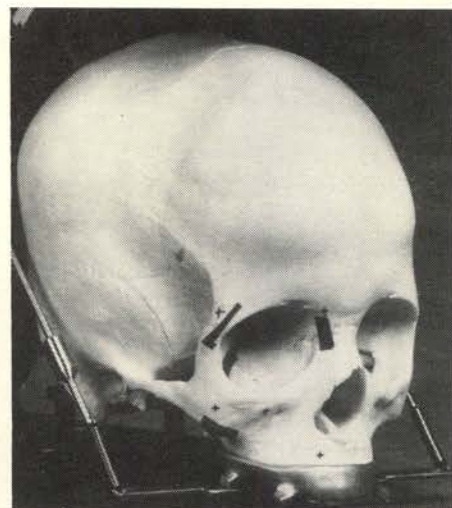
(dikte < 3,3 mm) waarschijnlijk ook goed met een Argonlaser kunnen worden behandeld.<sup>26</sup> Het bundelvermogen van de dye-laser is enkele Watt. De straling wordt via een fiber-optiek op de tumor gericht. Deze twee eigenschappen van HpD, de selectieve opname in tumorweefsel én de mogelijkheid om door middel van het vrijmaken van de zuurstofradicalen weefsel te beschadigen, maken de fotodynamische therapie tot een nieuwe veelbelovende oncologische behandelingsmodaliteit. De methode is beperkt tot tumoren die met het licht bereikt kunnen worden en tevens behoren tot de maligne tumoren die het HpD goed opnemen. In de kaakchirurgie kan deze methode een toepassing gaan vinden in de behandeling van het planocellulair carcinoom van het mondslijmvlies en van maligne tumoren van de kleine speekselklieren.

#### 9. Biostimulatie en pijnbestrijding

De laatste tijd wordt zo nu en dan aan laag-

vermogen-lasers (soft-lasers) een stimulerende werking bij wondgenezing en hemostase toegeschreven, alsook een pijnbestrijdend effect en een gunstige beïnvloeding van ontstekingsprocessen.<sup>27 28</sup> Deze helium-neon-lasers en zgn. Midlasers ( $\lambda = 980 \text{ nm}$ ) worden daarbij aanbevolen voor gebruik na bijvoorbeeld tandextracties. Daarbij wordt de extractiewond gedurende enkele minuten met een vermogen van enkele tientallen milli-Watt bestraald. Rapporten over deze positieve effecten betreffen echter onderzoekingen zonder controlegroep of zijn casuïstisch van aard. Verklaring van dergelijke effecten door verwijzing naar de 'golflengten van natrium en kalium'<sup>29</sup> moet als nonsens worden betiteld, omdat de genoemde golflengten betrekking hebben op *atomen* bij hoge temperatuur, terwijl natrium en kalium in het lichaam als *ion* voorkomen. Natrium en ook kalium zijn als ion (keukenzout) volstrekt kleurloos en dus niet licht-absorberend.

Rapportages over wetenschappelijk on-



derzoek naar deze effecten laten zien dat er géén invloed is op de snelheid van wondgenezing, ontstekingsverschijnselen, e.d., maar wel een geringe verbetering van de breuksterkte van het nieuw gevormde weefsel.<sup>30-32</sup> Hutschenreiter en medewerkers lieten echter zien dat bestraling van een wond op de rechterzijde van een rattengrug ook verbetering van de breuksterkte van de onbestraalde wond aan de linkerzijde tot gevolg had,<sup>32</sup> zodat deze verbetering kennelijk een algemeen-fysiologische oorzaak had.

Voordat conclusies over pijnbestrijding kunnen worden getrokken dient onderzoek te worden gedaan<sup>28</sup> waarin de ervaringen van met softlaser bestraalde patiënten worden vergeleken met die van een controlegroep patiënten die na een ingreep enkele minuten ontspannen in de stoel blijven zitten, zonder laserbestraling. Fysiologische overwegingen leiden niet tot de verwachting dat zo'n onderzoek positieve resultaten zal opleveren. Zou een dergelijk onderzoek wél effecten laten zien dan moet, alvorens een soft-laser aan te schaffen, worden bedacht dat dezelfde straling ook met een eenvoudige gloeilamp met interferentiefilter kan worden opgewekt.<sup>32</sup>

#### 10. Toepassing van lasers bij meer fundamenteel onderzoek: holografie

In de voorgaande paragrafen werden onderzoeksresultaten beschreven die gericht waren op klinische toepassing en daar in enkele gevallen al toe hebben geleid. Daarnaast vindt ook meer fundamenteel tandheelkundig onderzoek met behulp van lasers plaats te weten de toepassingen in de holografie. Te meer omdat ook de holografie in een aantal vormen binnen het gezichtsveld van het niet-technische publiek komt, menen wij enkele voorbeelden te moeten geven.

Door de lange golftrein die een laser uitzendt (afb. 2), is het mogelijk grote voorwerpen *holografisch* af te beelden. Daarbij

wordt meestal fotografische film gebruikt. Daarop wordt echter niet een *beeld* van het voorwerp vastgelegd, maar een interferentiepatroon van de lichtgolven die door het voorwerp worden gereflecteerd. Na ontwikkeling van de film ontstaat een op het oog egaal grijze film of fotografische plaat, het hologram. Wordt deze echter met een laser opnieuw belicht dan kan men, dóór het hologram héén kijkend, het voorwerp opnieuw waarnemen. Dit heet *reconstructie*. Deze beeldvorming heeft een aantal belangrijke voordelen:

- het beeld is driedimensionaal: met twee ogen kan men ruimtelijk waarnemen, door verplaatsing van de ogen achter het hologram ziet men het vanuit een andere hoek;
- door een holografische film of plaat tweemaal ná elkaar te belichten, kunnen kleine verschillen ( $\approx 1 \mu\text{m}$ ) in vorm én plaats worden gezien omdat deze aanleiding geven tot ringvormige patronen op het hologram. Dit heet interferentie-holografie. De afstand tussen twee patroonlijnen (interferentielijnen) op een punt is een maat voor de verplaatsing van het voorwerp in dit punt.

Uiteraard heeft holografie ook nadelen:

- kleurverschillen worden niet geregistreerd;
- de voorwerpen moeten mat en ondoorschijnend zijn;
- vergroting is alleen mogelijk door bij opname en reconstructie verschillende golflengten te gebruiken.

Voor een meer gedetailleerde beschouwing verwijzen we naar de literatuur.<sup>6</sup> De interferentie-holografie als techniek is bij verschillende onderwerpen van tandheelkundig onderzoek gebruikt. Pryputniewicz bestudeerde de beweeglijkheid van een incisief in de tandkas door met een touwtje een ruk te geven en met twee pulsen van een robijnlaser ( $\lambda = 694,3 \text{ nm}$ ) het hologram kort achtereens tweemaal te belichten: de eerste maal direct vóór de ruk, een tweede maal op een (instelbaar) moment erna.<sup>33</sup> Door vele waarnemingen te doen kon de verplaatsing als functie van de tijd worden bepaald. Soortgelijk werk werd ook door Rydén gedaan, maar dan met een He-Ne-laser.<sup>34</sup> De verkregen gegevens werden in verband gebracht met in de orthodontie belangrijke grootheden. Inmiddels zijn voor dergelijke metingen echter ook eenvoudiger (elektromagnetische) methodes beschikbaar.<sup>35</sup>

Kragt c.s. bestudeerde de onderlinge verplaatsing van botstukken in een gebalsemde schedel die op orthodontische wijze met cervicale of high-pull tractie werd belast.<sup>36</sup> Afbeelding 9 geeft een voorbeeld van een beeld zoals dat door een dubbel belicht interferentie-hologram wordt waargenomen. De resultaten van deze studies werden in verband gebracht met orthodontisch veroorzaakte veranderingen in de levende schedel.



Afb. 10. Een reconstructie van een interferentie-hologram van een bovenprothese. De eerste belichting met een Ar-laser vond plaats direct na de onderdompeling van de prothese in water, de tweede een half uur later, waarbij de prothese ondergedompeld bleef. Op de palatinale plaat zijn duidelijk interferentielijnen te zien. De afstand tussen twee lijnen geeft een verticale verplaatsing van  $0,26 \mu\text{m}$  aan. Op de tuber zijn geen lijnen te zien, dáár is dus geen verplaatsing opgetreden. De prothese is dus enigszins vervormd. (Welwillend afgestaan door Dr. I. Dirtoft te Stockholm.)

Dirtoft maakte een holografische opstelling voor het meten van vervorming onder water en gebruikte deze voor het meten van de vervorming van een bovenprothese als gevolg van wateropname bij gebruik door de patiënt.<sup>38</sup> Afbeelding 10 geeft een voorbeeld van zo'n waarneming met een interferentie-hologram. De conclusie van dit onderzoek luidt dat de effecten van wateropname klein zijn (minder dan  $0,1 \text{ mm}$ ) maar dat na tien uur dragen al vervormingen van  $\frac{1}{4} \text{ mm}$  kunnen optreden.

Uit deze afbeeldingen blijkt duidelijk dat zij zeer veel informatie bevatten over de vervormingen van het voorwerp, informatie die te zien is als toevoeging op een 'gewoon' beeld van het voorwerp. Dit maakt globale interpretatie eenvoudig. Meer gedetailleerde, en met name kwantitatieve, interpretatie is echter moeilijk en tijdrovend. De methode is echter uniek voor het zowel kwalitatief als kwantitatief bepalen van kleine vervormingen ( $\approx 1-10 \mu\text{m}$ ).

## 11. Conclusie

De ontwikkeling van de lasertechnologie heeft voor de tandheelkunde een uitbreiding van de diagnostische en therapeutische mogelijkheden opgeleverd. Doordat de eigenschappen bepaald worden door de golflengte van het geproduceerde licht is het indicatiegebied van één lasersysteem doorgaans beperkt. Alvorens tot de aanschaf te besluiten dient duidelijk te zijn dat de laser daadwerkelijk voordelen heeft boven het gebruik van bestaande methoden

óf van monochromatisch licht uit een klassieke lichtbron.

De Argonlaser lijkt een goede uitbreiding van het arsenaal in de diagnostiek van tandcariës. De preventieve behandeling van glazuurfissuren met lasers bevindt zich nog in het experimentele stadium. Van de  $\text{CO}_2$ -laserbehandeling van leukoplakie van het mondslijmvlies is duidelijk aangetoond dat deze methode voordelen biedt boven andere modaliteiten als excisie en cryochirurgie. In de behandeling van kleine planocellulaire carcinomen van het slijmvlies van de mondholte zal de fotodynamische therapie een belangrijke plaats gaan innemen. De holografie is een goed hulpmiddel bij het vastleggen van kleine verplaatsingen en vormveranderingen.

De auteurs betuigen hun dank aan Dr. M. J. C. van Gemert en Dr. W. M. Star voor discussies en het verstrekken van ongepubliceerde gegevens en aan Dr. G. Kragt en Dr. I. Dirtoft voor het ter beschikking stellen van de holografisch gemaakte foto's.

## Literatuur:

1. Herman GC. Lasers, lichtversterking door gestimuleerde emissie van straling. *Natuur en Techniek* 1980; 48: 448-63.
2. LASER: Light Amplifying by Stimulated Emission of Radiation. *Techniek in de Gezondheidszorg* 1985 mei; 1 (5): 5-7.
3. Emanuelli H, Bandieramonte G, Andreola S. Het lichtmes. *Natuur en Techniek* 1985; 53: 138-49.
4. Boter J. Effect van een laserbundel op menselijk weefsel en de daaruit voortvloeiende toepassing in de chirurgie. *Techniek in de Gezondheidszorg* 1985; 1 (5): 9-11.
5. Bosman F, Van der Bilt A. 'Gelaser' in de tandheelkunde. *Ned Tandartsenbl* 1983; 38: 632-5.
6. Querido RJ. Holografie. Nieuwe ontwikkelingen. *Natuur en Techniek* 1975; 43: 822-37.
7. Spitzer D, Ten Bosch JJ. The absorption and scattering of light in bovine and human dental enamel. *Calcif Tiss Res* 1975; 17: 129-37. (Voor het spectrale gebied 400-700 nm.)
8. Waarnemingen verricht door Van der Linden AHIM en Vogelzang E, rijksuniversiteit te Groningen. (Golflengtegebied 700-25000 nm.)
9. Dinstl K, Fischer PL. Die Laserstrahlung. In: Dinstl K, Fischer PL, red. *Der Laser*. Berlin: Springer Verlag, 1981: 71.
10. Van Gemert MJC, Welch AJ, Amin AP. Is there an optimal laser treatment for portwine stains? *Lasers Surg Med* 1986; 6: 76-84.
11. Profito AE, Doiron DR. Dosimetry considerations in phototherapy. *Med Phys* 1981; 8: 190-6.
12. Buis JJ. Opbouw van de soorten lasers. *Techniek in de Gezondheidszorg* 1985; 1 (5): 11-4, 36-7.
13. Bjelkhagen H, Sundström F, Angmar-Månsson B, Rydén H. Early detection of enamel caries by the luminescence excited by visible laser light. *Swed Dent J* 1982; 6: 1-7.
14. Sundström F, Frederiksson K, Montán S, Hafström-Bjorkman U, Ström J. Laser induced fluorescence from sound and carious tooth substance: spectroscopic studies. *Swed Dent J* 1985; 9: 71-80.
15. Stern RH, Sognaes RF, Goodman F. Laser effect on in vitro enamel permeability and solubility. *J Am Dent Assoc* 1966; 73: 838-43.
16. Goldman L, Gray JA, Goldman J, Goldman B, Meyer R. Effect of laser beam impacts on teeth. *J Am Dent Assoc* 1965; 70: 601-6.
17. Stern RH, Renger HL, Howell FV. Laser effects on vital dental pulps. *Br Dent J* 1969; 127: 26-8.
18. Stern RH, Vahl J, Sognaes RF. Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effects. *J Dent Res* 1972; 51: 455-60.
19. Yamamoto H, Sato K. Prevention of dental caries by Nd-YAG irradiation. *J Dent Res* 1980; 59: 2171-7.

20. Melcer J, Chaumette MT, Melcer F et al. Preliminary report on the effect of the CO<sub>2</sub>-laser beam in the dental pulp of the Macaca Mulatta primate and the Beagle dog. *J Endod* 1985; 11: 1-5.
21. Kuroda S, Fowler BO. Compositional, structural and phase changes in vitro laser-irradiated human tooth enamel. *Calcif Tiss Int* 1984; 36: 361-9.
22. Nelson DGA, Shariati M, Shields CP, Featherstone JDB. Artificial lesion formation after low energy infrared laser irradiation. *J Dent Res* 1985; 64: 365 (abstract).
23. Roodenburg JLN. CO<sub>2</sub>-laserchirurgie van leukoplakie van het mondslijmvlies. Groningen: rijksuniversiteit, 1985. Academisch proefschrift.
24. Star WM, Marijnissen JPA, Treurniet-Donker AD, Reinhold HS. Fotodynamische therapie van maligne tumoren. *Klinische Fysica* 1985; 80-8.
25. Star WM, Marijnissen HPA, Van der Berg-Blok A, Versteeg JAC, Franken KAP, Reinhold HS. Destruction of rat mammary tumor and normal tissue microcirculation by HpD-photoradiation, observed in vivo in sandwich observation chambers. *Cancer Res* 1986 (geaccepteerd voor publicatie).
26. Van Gemert MJC, Berenbaum MC, Gijbbers GHM. Wavelength and light-dose dependence in tumour phototherapy with haematoporphyrin derivative. *Br J Cancer* 1985; 52: 43-9.
27. Van der Boon JL. Laser, suggestie of realiteit? *Ned Tandartsenbl* 1985; 11: 298-9.
28. Heffer WJM. De soft-laser. *De Tandartspraktijk* 1985; 17-8.
29. Scheers-Simons M. Soft-laser 632: nieuw licht in de tandartspraktijk. *Exkies* 1985; 40: 5-7.
30. Swinichak JS, Alago ML, Bellamy RF, Stuck BE, Belkin M. Effects of low-level energy lasers on the healing of full-thickness skin effects. *Lasers Surg Med* 1983; 2: 267-74.
31. Hunter J, Leonard L, Wilson R, Snider G, Dixon J. Effects of low-level energy laser on wound healing in a porcine model. *Lasers Surg Med* 1984; 3: 285-90.
32. Hutschenreiter G, Haina D, Paulini K, Schumacher G. Wundheilung nach Laser- und Rotlichtbestrahlung. *Z Exp Chirurg* 1980; 13: 75-85.
33. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW. Holographic measurements of tooth mobility in three dimensions. *J Periodont Res* 1978; 13: 283-94.
34. Rydén H, Bjelkhagen H, Sandström U. A laser instrument for measuring tooth movements. *J Periodontol* 1979; 50: 265-9.
35. Schulte B, D'Hoedt B, Lukas D et al. Periotest - neues Meszverfahren der Funktion des Parodontiums. *Zahnartzl Mitt* 1983; 11: 1229-40.
36. Kragt G, Duterloo HS, Ten Bosch JJ. The initial reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology. *Am J Orthod* 1982; 81: 50-6.
37. Kragt G, Duterloo HS. The initial effects of orthopedic forces: A study of alterations in the craniofacial complex of a macerated human skull owing to high-pull headgear traction. *Am J Orthod* 1982; 81: 57-64.
38. Dirtoft I, Jansson J-F, Abrahamson N. Using holography for measurement of in vivo deformation in a complete maxillary denture. *J Prosthet Dent* 1985; 54: 843-6.

Februari 1986. Adres: Prof. Dr. J. J. ten Bosch, Ant. Deusinglaan 1, 9713 AV Groningen.

### Boekbesprekingen

T. Hansson, W. Honée, J. Hesse: *Cranio-mandibulaire dysfunctie*. 112 pag., 96 afb., 4 tab. Samsom Stafleu, Alphen aan den Rijn, Brussel 1985. Prijs f 49,50. ISBN 90 6065 120 0.

In de serie Nederlandse Bibliotheek der Tandheelkunde verscheen deel 17: Cranio-mandibulaire dysfunctie. De auteurs geven hiervan de volgende omschrijving: Cranio-mandibulaire dysfunctie is dysfunctie van het bewegingsapparaat van het kauwstelsel (blz. 11).

Doel van het boek is de tandheelkundige en fysiotherapeutische professies, die geconfronteerd worden met een grote hoeveelheid en variëteit aan informatie zonder dat er nog een vaste oplossing bestaat voor de onderscheiden afwijkingen van het 'craniomandibulaire systeem', een overzicht te geven van de behandelprocedures die door de auteurs worden aangehouden. Daarbij staat de multidisciplinaire benadering in teamverband voorop.

Hoofdstuk 1 (4 blz.) omvat de epidemiologie. Op basis hiervan wordt geconcludeerd, dat een onderscheid moet worden gemaakt tussen myogene en arthrogene dysfunctie alvorens enige vorm van therapie te kiezen. In hoofdstuk 2 (29 blz.) worden de functionele anatomie van het kauwstelsel en de pathogenese van functiestoornissen beschreven. Daarbij wordt ook de halswervelkolom besproken. In hoofdstuk 3 (30 blz.) wordt beschreven hoe de auteurs patiënten met een dysfunctie van het kauwstelsel onderzoeken. Prettig is, dat daarbij ook de in te vullen onderzoeksschema's zijn afgebeeld en de (fysiotherapeutische) gewrichtstesten en het spierfunctie-onderzoek zijn beschreven. Deze kunnen in weinig andere publikaties worden gevonden. In hoofdstuk 4 (21 blz.) worden de therapeutische mogelijkheden

bij 12 verschillende afwijkingen weergegeven. Uit dit overzicht kan worden afgeleid, dat de principia slechts kort worden besproken. Het boek vormt een goede introductie tot meer uitgebreide werken: de teksten van de tabellen zijn al in de Engelse taal weergegeven. Dit leidt in de teksten soms tot hinderlijke anglicismen, zoals op pagina 25, waar gesproken wordt over handhaven van een optimale occlusiabiliteit en preventieve occlusiecorrecties. Het Engelse 'occlusion' omvat zowel occlusie als articulatie. Wellicht zou beter kunnen worden gesproken van occlusale stabiliteit en correcties van de occlusale delen van de gebitselementen. Opvallend is, dat het begrip articulatie niet in de definities van hoofdstuk 6 voorkomt, terwijl occlusie, laterotrusie en mediotrusie daarin wel worden besproken. Ook de op pagina 87 genoemde DIF's kunnen tot verwarring leiden omdat daarbij niet verwezen wordt naar de op blz. 101 gegeven definitie ('deviations in form'). De vermelding (OA) achter 'arthrosis' heeft weinig nut als het woord 'osteoarthrosis' nergens in het boek voorkomt.

Helaas bevat deze eerste druk enkele onvolkomenheden. Op blz. 30 staat bijvoorbeeld, dat de vezels van het bovenste gedeelte van de m.pterygoideus lateralis uitsluitend hechten aan het medio-anteriore deel van het kapsel, terwijl uit het onderschrift van afb. II-13 op dezelfde pagina blijkt dat zij ook aan de discus hechten. Op blz. 33 wordt een retrusie-afstand vanuit maximale occlusie genoemd van 0 tot 22 mm, hetgeen 2 mm moet zijn. Op blz. 69 wordt over zowel myofasciale als myofasciale 'triggerpoints' geschreven. En op blz. 77 betreft het een repositiebalk in plaats van een -spalk. Jammer is ook, dat de tekst op blz. 28 betrekking heeft op beweging van de onderkaak naar rechts,

terwijl de tekening van afbeelding II-11 op dezelfde bladzijde een beweging van de onderkaak naar links weergeeft.

Bij het schrijven beoogden de auteurs wetenschappelijk verantwoorde inzichten en klinische ervaring bij elkaar te brengen. Dit is te zien in de literatuurverwijzingen van de hoofdstukken 1, 2 en 3 met respectievelijk 12, 45 en 46 verwijzingen. Er worden vrijwel uitsluitend Amsterdamse en Scandinavische artikelen genoemd. In hoofdstuk 4 (therapie) komt geen enkele verwijzing naar de literatuur voor, terwijl wel wordt vermeld, dat de beschreven therapieën algemeen aanvaard en tevens gebaseerd zijn op de klinische ervaring van de auteurs (blz. 85).

Samenvattend kan worden gesteld dat het boek een goede samenvatting geeft van de huidige tandheelkundige en fysiotherapeutische kennis over dysfuncties van het kauwstelsel zonder de grote lijn uit het oog te verliezen. Het boek noodt tot verdere bestudering van de stof door middel van PAO en uitgebreidere handboeken en kan worden beschouwd als een aanwinst voor het Nederlandse taalgebied.

A. S. H. Duinkerke

J. N. S. C. Aukes: *Kauwen zonder kiezen. De subjectieve beleving van het kauwen bij personen met verkorte tandbogen*. 160 pag., 30 pag. bijlagen. Academisch proefschrift, Katholieke Universiteit te Nijmegen. Dissertatiedrukkerij Wibro, Helmond 1985. ISBN 90 9001077 7.

In aansluiting op het onderzoek van Käyser in 1976 over de gebitsfuncties bij verkorte tandbogen verscheen dit werk, waarin het kauwen als één der gebitsfuncties