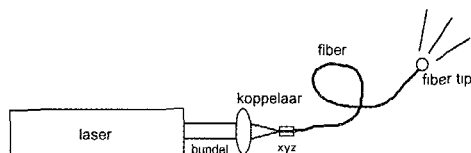


Fiber delivery systemen voor medische laser toepassingen

Dr Ir R.M. Verdaasdonk, Medisch Laser Fysicus,
Medisch Lasercentrum, Academisch Ziekenhuis Utrecht, 3508 GA Utrecht

Inleiding

Bij medische lasertoepassingen dient laserlicht getransporteerd te worden vanuit de laser naar de locatie van behandeling. Hiervoor zijn de eigenschappen van het delivery systeem van groot belang. De meest effectieve en praktische wijze van transport voor de meest gebruikte golflengten laserlicht, is het gebruik van glasvezels ofwel optische fibers.



Figuur 1
Schema medisch laser systeem

Zoals in figuur 1 geïllustreerd, is een medisch lasersysteem [1] opgebouwd uit:

- a) de laser die een laserbundel genereert
- b) een fiber koppelaar, die de bundel in een fiber richt.
- c) de fiber, die het licht transporteert
- d) een fibertip ofwel probe, waardoor de lichtbundel uittreedt.

Hieronder zullen deze componenten nader besproken worden. In het bijzonder zullen de optische eigenschappen van gemodificeerde fibertips worden behandeld.

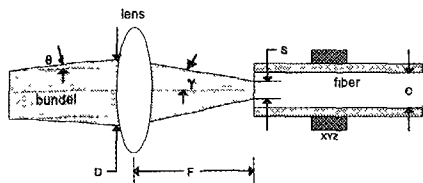
De laser

Voor lichttransport door fibers zijn de volgende karakteristieken van de laser van belang:

1. De golflengte van het laserlicht. Ofschon fibers geschikt zijn voor een breed golflengte gebied, wordt licht in het Ultra-Violet (< 250 nm) en in het Infra-Rood (> 2500 nm) niet doorgelaten door fibers die standaard gemaakt zijn van zuiver kwarts ofwel fused silica.
2. De diameter van de bundel in combinatie met de divergentie van de bundel bepaalt de minimaal bereikbare spot bij focusering van de bundel op het fibervlak.
3. In het geval van gepulste lasers moet de energiedichtheid, bereikt tijdens focusering op het fibervlak, aanzienlijk beneden de beschadigingsdrempel van silica liggen, voor veilige transmissie.

De fiber inkoppelaar

Een fiber inkoppelaar bestaat uit een positionele lens met een korte brandpuntsafstand (10-25 mm) en een fiber houder in een xyz translator. Met behulp van de lens wordt de laserbundel, die meestal een diameter heeft van enkele millimeters, tot een spot van enkele honderden micrometer gefocusseerd op het ingangsvlak van de fiber. De fiber heeft meestal een diameter van 50 tot 1000 micrometer. In praktijk mag de spot maximaal 75% van de diameter van de fiber zijn (fig. 2) voor optimale transmissie. Het fiber ingangsvlak is meestal in een connector gegoten die zichzelf centreert in het focus van de laserbundel bij het fixeren in de inkoppelaar. Voor standarisering wordt steeds meer de SMA koppeling gebruikt. Na instelling voor maximale



Figuur 2
Schema van de fiber inkoppelaar.

transmissie met behulp van de xyz translator, kan men makkelijk fibers verwisselen

De fiber

Een optische fiber bestaat uit een kern met brekingsindex n_1 die welke omgeven is door een laag met brekingsindex n_2 , de cladding genaamd. Voor lichtgeleiding is het noodzakelijk dat $n_2 < n_1$. Een fiber is verder omhuld door een zogenaamde buffer coating ter bescherming en versterking om scherpe krommingen mogelijk te maken. Afhankelijk van de verhouding tussen de brekingsindex van de kern en cladding, kan men de acceptatie hoek α voor een fiber bepalen waaronder licht door de fiber geleid wordt. Deze hoek zit ook verwerkt in de numerieke apertuur NA waarmee fibers gekarakteriseerd worden.

$$NA = \sin \alpha = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$$

Voor efficiënte inkoppeling is het belangrijk dat de inkoppelhoek γ van de laserbundel (zie fig. 2) kleiner is dan de acceptatie hoek α . Dus afhankelijk van de bundel diameter D en de brandpuntsafstand van de lens F moet:

$$\sin \gamma \approx \tan \gamma = \frac{D}{2F} < \sin \alpha = NA$$

De acceptatiehoek is meestal afhankelijk van het cladding materiaal dat kan bestaan uit een zachte silicone laag, een harde fluorpolymeer of silica soort met een lagere brekingsindex.

Transmissie

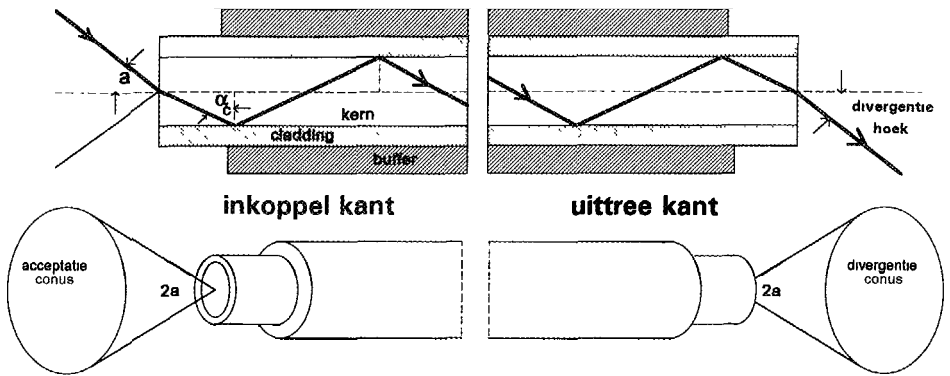
In praktijk komt 80 tot 85% van het inge-

koppelde laserlicht uit de fiber. De verliezen zijn te wijten aan reflecties en oneffenheden aan de fiberuiteinden. De uiteinden van een fiber dienen 'spiegel glad' te zijn. Dit kan men bereiken door de fiber de klieven of te polijsten. Het verlies tijdens het transport door de fiber zelf is in het visuele golflengte gebied te verwaarlozen.

Voor het nabije IR en UV gebied worden speciale eisen gesteld aan de zuiverheid en watergehalte van het silica in de fiber core. Een lichte water verontreiniging (OH) is schadelijk voor het UV maar funest voor IR transmissie

Lichtverdeling in een fiber bundel

Lichtstralen kunnen langs verschillende wegen ofwel 'modes' door een fiber getransporteerd worden. In zeer dunne fibers ($< 10 \mu\text{m}$) is er slechts één mode mogelijk: de monomode fibers. Fibers, die gebruikt worden voor medische toepassingen, hebben een veel grotere diameter en zijn multimode. Bij het inkoppelen van een laserbundel zal de intensiteitsverdeling aan het fiber inkoppelvlak, een gaussische verdeling hebben. Tijdens het transport in de fiber worden de stralen via de verschillende modes geleid. Alle stralen zijn random verdeeld aan het uittreedvlak van de fiber. Het aantal uittreedende stralen zal afnemen naarmate de uitreehoek met de optische as van de fiber afneemt (fig. 4a). Dit heeft tot gevolg dat de intensiteitsverdeling van een lichtbundel uit een multifiber uniform is vlak bij het fiber oppervlak, 'near field' genaamd, en zich zal ontwikkelen tot een gaussische verdeling verder weg van de fiber, 'far field' genaamd (fig. 4b). Men kan deze intensiteitsverdeling beïnvloeden met 'mode-stripping'. Door bijvoorbeeld lokaal druk uit te oefenen op de fiberwand, kan men stralen naar grotere hoeken dwingen waardoor een ringvormig patroon ontstaat in de uittreedende bundel.



Figuur 3
 Schema van een fiber met de acceptatie hoek aan inkoppel kant en divergentie hoek aan de uittree kant.

Gemodificeerde fiber tips

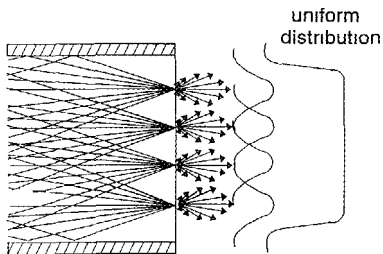
De fibertip

Zoals hiervoor beschreven, is de intensiteitsverdeling van de bundel die uit een fiber treedt, sterk voorwaarts gericht en kan dus vergeleken worden met een vlammenwerper. Men kan echter de ruimtelijke intensiteitsverdeling van de fiberbundel beïnvloeden door de vorm van de fibertip te veranderen. Een overzicht van modificaties aan fiber tips is te zien in figuur 5.

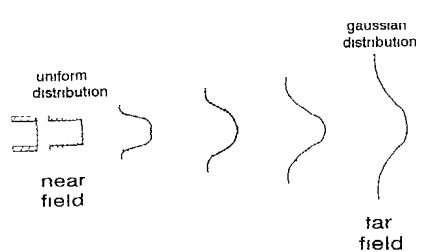
Over het algemeen wordt de modificatie van de fibertip gemaakt van het fibermate-

riaal zelf (silica) of van saffier dat via een connectie systeem aan de fibertip wordt bevestigd.

In onderstaande tabel is een overzicht gegeven van de fysische eigenschappen die van belang zijn om het optische en thermische gedrag van gemodificeerde fiber tips te beschrijven, [2,3]. Zoals te zien is in de tabel, is het interessant saffier te gebruiken vanwege de hoge brekingsindex voor het verkrijgen van een sterk optisch effect, de grote warmte geleiding en het zeer hoge smeltpunt



Figuur 4a
 Grafische weergave lichtverdeling aan oppervlak van een fiber die zowel een ruimtelijke als een hoek verdeling heeft



Figuur 4b
 De lichtverdeling is aan het oppervlak van de fiber, 'near field', uniform en ontwikkelt zich verder weg van de fiber, 'far field', tot een gaussische verdeling

Tabel 1

Fysische eigenschappen van fiber tips en hun omgeving

	<i>water</i>	<i>weefsel</i>	<i>silica</i>	<i>saffier</i>	
Brekingsindex	1.33	1.35-1.50	1.45	1.75	
Dichtheid	1.00	1.00-1.20	2.20	3.98	10^6 g m^{-3}
Warmte capaciteit	4.18	4.2-	0.75	0.75	$\text{J K}^{-1} \text{ g}^{-1}$
Warmte geleiding	0.60	0.3-0.6	1.38	25.9	$\text{J K}^{-1} \text{ m}^{-1} \text{ s}^{-1}$
Beschadigings temp	(100)	45*	1800	2100	$^{\circ}\text{C}$

* begin weefsel beschadiging (necrose)

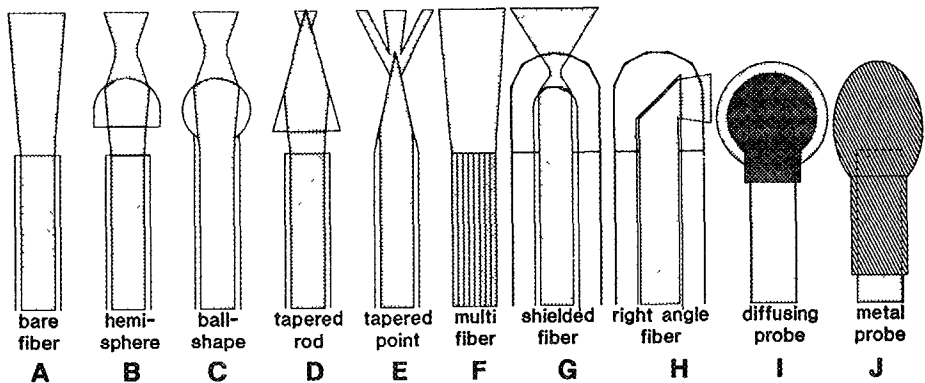
Bolvormige probes

Om de energiedichtheid in de bundel te vergroten, kan het uiteinde van de fiber gesmolten worden tot een bolvorm (fig. 5c en 6). Door de lenswerking van de probe zal de bundel in lucht gefocuseerd worden vlak voor de tip. De toename in energiedichtheid vlak voor de probe in combinatie met een snelle afname verder van de probe weg, geven de chirurg de beschikking over een grote range van energiedichtheden. In het brandpunt van de bundel kan men weefsel snijden terwijl men met de op afstand groter wordende spot kan coaguleren. De ronde fibertip beschadigt minder snel dan een normale fibertip. Men kan het weefsel zelfs aanraken met de tip tijdens laser activatie. Al deze eigenschappen maken de bolvormige tip ideaal voor resectie van sterk doorbloed tumor weefsel zoals bijvoorbeeld voorkomt in de hersenen.

Bolvormige probes zijn populair geworden voor het rekanaliseren van afgesloten vaten omdat hun ronde vorm de fibertip minder traumatisch maakt [4]. Kristallen van kwarts of saffier, in de vorm van platbolle lenzen (fig.5b), worden in combinatie met de continue Nd:YAG laser klinisch gebruikt om afgesloten vaten in het bovenbeen te openen [5]. De dunnere en meer flexibele bolvormige fibers worden in combinatie met gepulste lasers toegepast in onderbeensvaten en zelfs in coronairvaten.

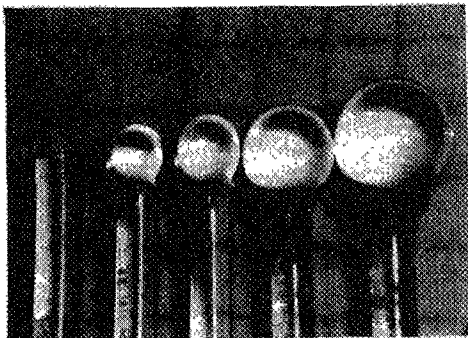
Optische eigenschappen

Gebaseerd op de focuserende eigenschappen in een lucht omgeving ging men er in eerste instantie van uit dat ook in een fysiologische omgeving, zoals water of bloed, de bundel door een bolvormige probe gefocuseerd zou worden. Echter, in een vloeistof omgeving, zijn de focuserende eigenschappen minimaal of geheel verdwenen door een beperkt verschil in brekingsindex in combinatie met de divergentie van de fiberbundel. Voor het berekenen van bundelprofielen en brandpunten is het misleidend standaard geometrische optica te gebruiken. De intensiteitsverdeling van de fiberbundel voldoet niet aan de aannames bij paraxiale optica. De bundel is divergent en de intensiteit heeft zowel een ruimtelijke als een hoekverdeling (fig. 4a). Men kan een fiberbundel beschouwen als een verzameling van parallelle bundels onder een kleine hoek met de optische as. Figuur 7a laat zien hoe een parallelle bundel in een lucht omgeving gefocuseerd wordt tot een discreet brandpunt F_a . Parallelle bundels onder een kleine hoek met de optische as zullen gefocuseerd worden naast de optische as (fig. 7b). Tezamen vormen zij een multi-brandpunt I_{max} , de 'waist' van de bundel, en tevens de positie met de hoogste energiedichtheid. In een water omgeving echter, zal de positie van het brandpunt F_w van een parallelle bundel verder van het lensvormige oppervlak



Figuur 5
Overzicht gemodificeerde fiber tips.

liggen (fig. 7c). Ook de verzameling parallelle bundels zal verderop focuseren, maar hierbij ligt ieder brandpunt zover van de optische as, dat het resulterende multi-brandpunt F_W' , een grotere diameter heeft dan de bundeldiameter aan het ronde fiberoppervlak (fig. 7d). De hoogste energie dichtheid is niet meer in de 'waist' F_W die nu niet het smalste punt van de bundel is. Deze illustratie laat zien dat paraxiale optica maar beperkt toepasbaar is om het profiel en de intensiteitsverdeling van een fiberbundel te berekenen.



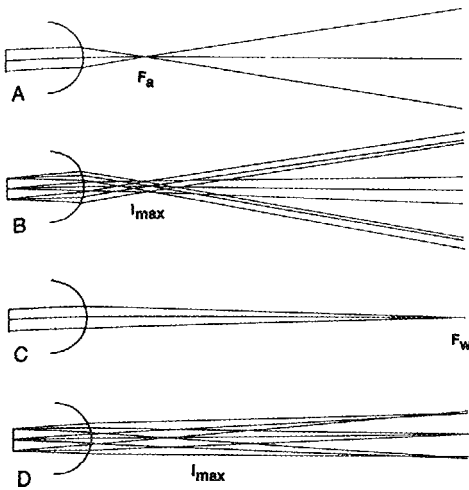
Figuur 6
Voorbeeld bolvormige fibers 0.95 tot 1.7 mm diameter op 0.6 mm fibers.

Ray-tracing

Ray-tracing is een betere manier om het gedrag van gemodificeerde fibertips te bestuderen [6]. Met de start condities, die de eerder besproken lichtverdeling van een fiberbundel beschrijven, kan men de gang van individuele stralen door allerlei geometrieën van fibertips doorrekenen. Uit de resultaten van honderden 'rays' kan men het bundel profiel, de intensiteitsverdeling en de maximale energie bepalen. In figuur 8 zijn naast elkaar de berekende en gefotografeerde bundel profielen te zien van bolvormige probes in lucht en water. Bij een 0.95 mm bol tip op een 0.6 mm fiber is het focus in water nagenoeg verdwenen (fig. 8 bodem). Hetzelfde gebeurt met een 2.2 mm platbolle lens van silica (fig. 8 top). Indien deze lens is gemaakt van saffier, blijft in water het focuserende effect behouden vanwege de hoge brekingsindex (fig. 8 midden, tabel 1).

'Tapered' fibers of laser scalpels

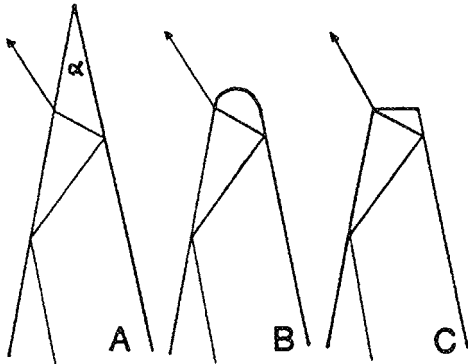
Naast het focuseren van een bundel met behulp van bolvormige fibers, zijn hoge energie dichtheden ook te verkrijgen door een laserbundel door een taps toelopende buis te geleiden. Stralen worden, al reflecterend aan de wand door een steeds nau-



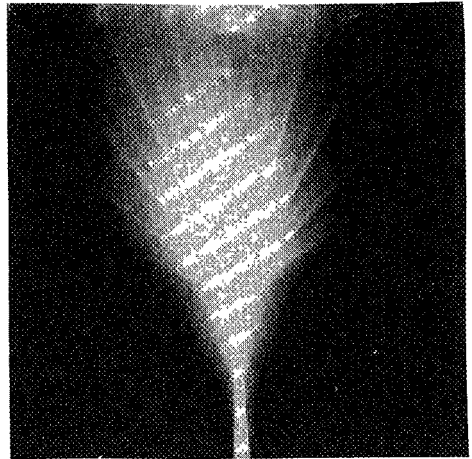
Figuur 7
Focusering van parallelle bundels in lucht en water

wer wordende tunnel gedreven. De energie dichtheid wordt groter naarmate de punt van de taper nadert. Echter, voordat de punt bereikt wordt zal een straal de hoek van totale reflectie overschrijden en uit de taper breken (fig. 9a).

Een laser scalpel is te maken door tijdens sterke verhitting een fibertip tot een taper uit te rekken of door een taps toelopende



Figuur 9
Schema van 'tapered' fibers met een puntige, ronde of vlakke tip.



Figuur 10
Conische bundels verlaten onder bepaalde hoeken een laser scalpel met een 4 graden punt

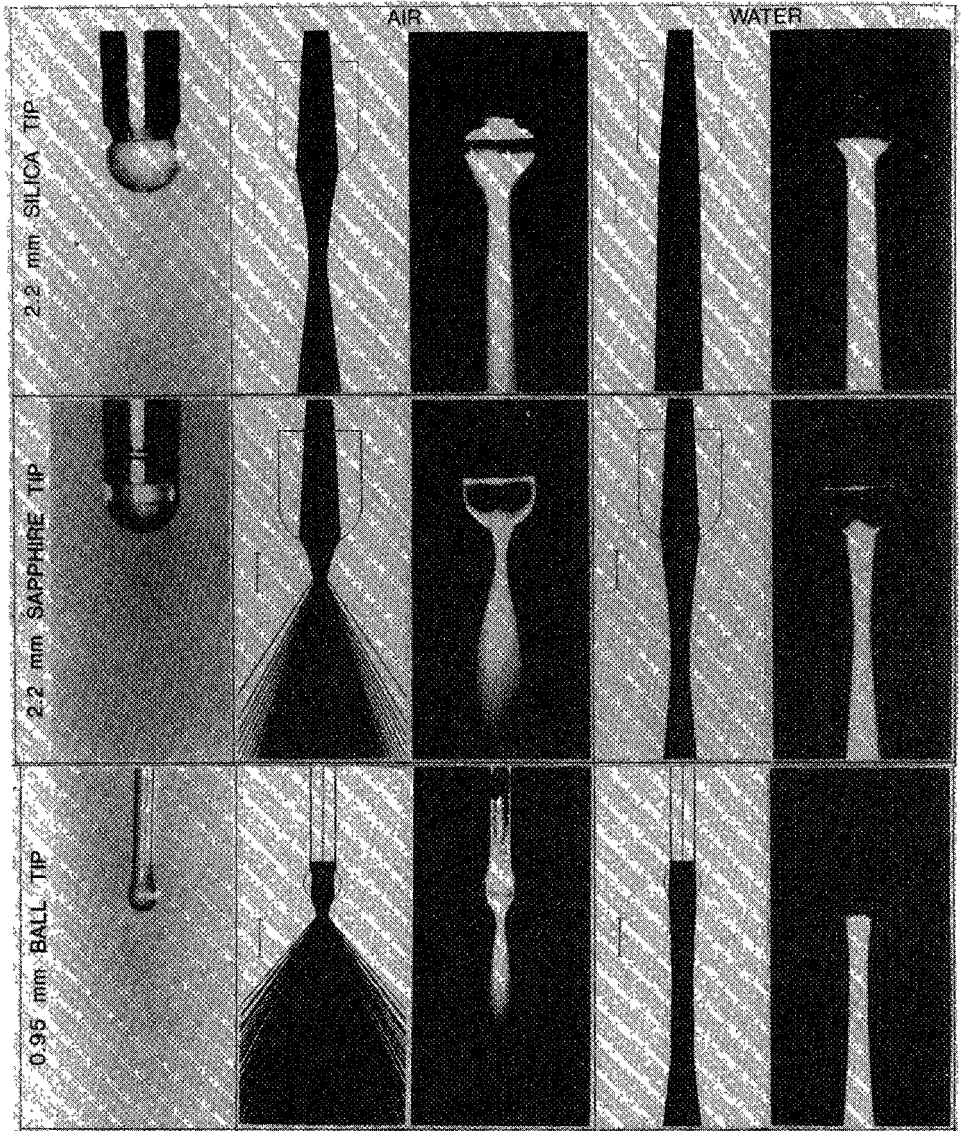
staaf van saffier in het verlengde van de fiber tip te plaatsen (fig. 5d). De geometrie van laser scalpels kan beschreven worden met taperhoek α en lengte L . De taper kan eindigen in een puntig, vlak of rond oppervlak (fig. 9).

Optische eigenschappen

Om de bundelprofielen en lichtverdeling van laser scalpels te beschrijven kan men wederom het beste gebruik maken van ray-tracing [7]. Elke straal zal afhankelijk van zijn hoek met de optische as enkele malen binnen de scalpel reflecteren alvorens eruit te 'ontsnappen' bij overschrijding van de totale reflectiehoek.

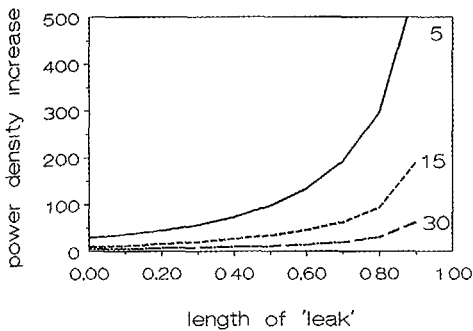
Het bundelprofiel van een scalpel, samengesteld uit honderden 'rays', bestaat uit conische bundels die de taper onder bepaalde hoeken verlaten (fig. 10). Dit hoekpatroon verwaaiert indien de tip van de taper bolvormig is.

De toename in energiedichtheid kan tot honderden malen toenemen in de punt van de scalpel (fig. 11). Het gebruik van scalpels met hoeken kleiner dan 5 graden, zal in praktijk beperkt worden door mechanische zwakte.



Figuur 8

Foto's van probes en bundelprofielen naast profielen berekend met ray-tracing in lucht en water



Figuur 11

Toename in energie dichtheid in de punt van laser scalpel met hoeken van 30, 15 en 5 graden genormeerd over de lengte waarlangs licht uit de scalpel 'lekt'

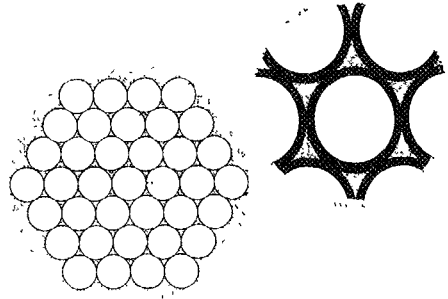
Toepassingen

Laser scalpels worden gebruikt als alternatief voor het chirurgische mes. Het grote voordeel is dat tijdens het snijden van het weefsel, de directe omgeving gecoaguleerd wordt. Bij gebruik van een golfte lange laserlicht met een grote penetratiediepte, zoals de Nd:YAG laser, worden kleine bloedvaten in sterk doorbloed weefsel dichtgeschroeid. Hierdoor is men in staat operaties, zoals lever resecties [8], uit te voeren met minimaal bloedverlies. Op urologisch gebied wordt de laser scalpel gebruikt voor resectie van penistumoren.

Multifiber catheters

Lasercatheters worden meer flexibel door gebruik te maken van een bundel van dunne fibers in plaats van één dikke fiber. Een fiberbundel heeft nagenoeg hetzelfde oppervlak als een grote fiber op de ruimte tussen de fibers na (fig. 12). De laserbundel uit een multifiber is de som van al de individuele fibers waardoor het niet verwonderlijk is dat deze overeenkomt met de bundel uit één grote fiber. De fibers kunnen in allerlei configuraties ten opzichte van elkaar geplaatst worden, afhankelijk van het beoogde therapeutische effect. Zo kan men de fibers rangschikken in een ring waardoor men in staat is een geleide draad door

het centrum van de catheter te leggen. Deze configuratie wordt o.a. toegepast in sterk vernauwde bloedvaten. Multifiber catheters komen het meest tot hun recht in combinatie met gepulste lasersystemen, die een zeer locale werking hebben zonder noemenswaardige warmte effecten. Men kan hierdoor tot tiende millimeter nauwkeurig weefsel verdampen.



Figuur 12

De optimale stapeling van fibers is in de hexagonale ringen. Het uitvergroete gedeelte laat de driehoekige loze ruimte, 'dead-space', zien tussen de fibers.

Met een multifiber kan men aan de tip selectief weefsel verdampen door de laserbundel slechts door één sector of door individuele fibers te sturen. Door eerst met een UV lichtpuls weefsel te laten fluoresceren, kan men op grond van het waargenomen spectrum per fiber beslissen of het geëxciteerde weefsel 'kwaadaardig' is waarna men eventueel een laserpuls van ablerende kracht door betreffende fiber kan sturen.

Tussen de individuele fibers in de bundel zit loze ruimte of wel 'dead-space' (fig. 12). Zelfs bij de meest ideale pakking bestrijkt deze ruimte 23% van het totale oppervlak. In praktijk is dit oppervlak 40 tot 60% van de multifiber catheter. Tijdens ablatie zal weefsel op die plaats blijven staan of in kleine brokjes achterblijven. Men dient hiermee rekening te houden om bijvoorbeeld embolieën in de bloedbaan te voorkomen.

Probes met een optisch schild

Zoals eerder besproken, wordt het optische effect in lucht van een gemodificeerde fiber sterk gereduceerd in een vloeistof omgeving. Door een optisch transparant schild over de tip te plaatsen, creëert men een luchtkamer rond de tip en blijft de overgang in brekingsindex met maximaal optisch effect behouden. Deze configuratie maakt het mogelijk de spotgrootte, de energiedichtheid en divergentiehoek te regelen onafhankelijk van de omgeving [9]. In combinatie met een bolvormige fiber is men in staat de fiber bundel het gehele voorvlak van een probe te laten beslaan (fig. 5g). Een fiber waarvan de tip onder 45 graden afgeslepen is, werkt in een luchtomgeving als reflector waardoor de bundel onder een hoek van 90 graden met de as van de fiber uittreedt (fig. 5h). Dit concept is bijzonder aantrekkelijk voor toepassing in smalle kanalen binnen het menselijk lichaam. Met een schild is dit ook in een vloeistof omgeving mogelijk, zoals bijvoorbeeld de urnewegen en bloedvaten.

Diffusers

Om laserlicht over een groot oppervlak te verdelen worden probes van sterk verstrooiend materiaal op de fibertip bevestigd (fig. 5f). Het licht treedt hierdoor in alle richtingen uit de probe. Het materiaal van de probe moet minimaal absorberen en hoge temperaturen direct aan de fibertip kunnen weerstaan. Afhankelijk van het te verlichten orgaan zijn de probes meestal bol- of cilindervormig. De probes zijn ontworpen om een zo homogeen mogelijke verlichting te creëren voor de controle over de dosimetrie tijdens foto dynamische therapie of hyperthermie. Omgekeerd kan men de probes ook gebruiken als sensor door juist licht uit alle richtingen op te vangen voor analyse.

Metalen probes

Een extreme aanpassing van de fibertip is

de metalen probe waarbij al het laserlicht door een metalen kap op de fibertip geabsorbeerd wordt (fig. 5j). Hiermee kan men op een zeer snelle en efficiënte manier een zeer hete tip 'hot tip' creëren zonder grote elektrische stromen door dunne draadjes te hoeven geleiden. Men kan zich mis-schieten wel voorstellen dat deze probes geen succes bleken voor het openen van bloedvaten (althans niet in de bedoelde richting) [10]. De probes zijn echter wel effectief voor chirurgische toepassingen waarbij men weefsel moet coaguleren. Hiervoor bestaan echter ook goedkopere alternatieven.

Toekomst van fiber delivery systemen in de geneeskunde

Fiber delivery/catheter systemen lenen zich uitstekend voor microchirurgie. Men is in staat door zeer dunne fibers hoge energieën te geleiden naar moeilijk bereikbare plaatsen en selectief weefsel te verdampen met hoge precisie. Met name de Excimer laser in combinatie met multifiber systemen is zeer geschikt voor dit soort behandelingen.

Steeds vaker probeert men operaties minder invasief uit te voeren. Via kleine gaatjes kijkt men met endoscopen in allerlei holtes in het lichaam. Voorbeelden zijn kijk operaties in de buik, de thorax, de gewrichten en zelfs in de hersenen.

Gemodificeerde fibers zijn zeer geschikt om te gebruiken door de smalle werkkkanalen waardoor de operaties uitgevoerd moeten worden.

In de komende jaren zullen hoog vermogen diode lasers geïntroduceerd worden op laser medisch gebied. Zij zullen de grotere en inefficiënte laser systemen gaan vervangen. Dit betekent echter wel dat fiber delivery systemen aangepast moeten worden om de sterk divergerende bundel van de diode laser te kunnen geleiden en aan de fibertip de lichtverdeling te kunnen beheersen.

Literatuur

- [1] *Medical Lasers* Carruth JAS, McKenzie AL (eds), Adam Hilver Ltd, Bristol, UK, 1987, pp 53-58.
 - [2] Verdaasdonk RM, Cross FW, Borst C. Physical properties of sapphire fibre tips for laser angioplasty. *Lasers Med Sci* 2:183-188, 1987.
 - [3] McKenzie AL. Physics of thermal processes in laser-tissue interaction. *Phys Med Biol* 35:1175-1209, 1990
 - [4] Verdaasdonk RM, Jansen ED, Holstege C, Borst C. Mechanisms of cw Nd:YAG laser recanalization with modified fiber tips: Influence of temperature and axial force on tissue penetration in vitro. *Lasers Surg Med* 11:204-212, 1991.
 - [5] Berengoltz-Zlochyn SN, Westerhof PW, Mali WPTM, et al: Percutaneous Nd-YAG laser angioplasty of occluded femoropopliteal artery: 'hot' versus 'cold' recanalisation by hemispherical transparent contact probe catheter *Radiology* 182:409-414, 1992.
 - [6] Verdaasdonk RM, Borst C: Ray tracing of optically modified fiber tips. 1: Spherical probes. *Appl. Optics* 30: 2159-2171, 1991
 - [7] Verdaasdonk RM, Borst C: Ray tracing of optically modified fiber tips. 2: Laser scalpels *Appl. Optics* 30 2172-2178, 1991.
 - [8] Joffe SN. Resection of the liver with the Nd:YAG laser, *Surg Gyn Obstet* 163: 437-442; 1986
 - [9] Sottini S, Russo V, Margheri G, Crea F. Probe for laser angioplasty radiating a corolla shaped beam. *Applied Optics* 28:995-999 1989.
 - [10] Verdaasdonk RM, Holstege FC, Jansen ED, Borst C. Temperature along the surface of modified fiber tips for Nd:YAG laser angioplasty. *Lasers Surg Med* 11: 213-222, 1991.
-
-