

Otto Axel Aho

# Laserin käyttö hampaiden hoidossa

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Sähkötekniikka

Insinöörityö

18.01.2017

Tekijä(t) Otsikko	Otto Axel Aho Laserin käyttö hampaiden hoidossa
Sivumäärä Aika	25 sivua 18.01.2017
Tutkinto	Insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	Sähkötekniikka
Suuntautumisvaihtoehto	Elektroniikka ja terveydenhuollon tekniikka
Ohjaaja	Esko Tattari
<p>Insinööriyössä käsitellään laservalon tuottamiseen liittyviä ilmiöitä ja tekniikoita, joiden avulla laseria voidaan hyödyntää hoitolaitteissa ja hammashoidoissakin. Työssä käsitellään myös hampaiden hoitoon liittyvää ihmisen anatomiaa ja hoitovaikutusten teoriaa teknisestä näkökulmasta.</p> <p>Lopputyön tavoitteena on luoda suomenkielinen tietopaketti aiheesta, jonka merkityksenä on lisätä tietoisuutta laserin käytön mahdollisuuksista hampaiden ja suun hoidoissa.</p> <p>Insinööriyötä varten on kerätty tietoa lääketieteellisestä ja teknillisestä kirjallisuudesta, kuvaten aiheen poikkitieteellistä maailmaa teknisestä näkökulmasta.</p> <p>Tuloksena on syntynyt työ, jossa laserin käyttö ja toiminta kuvataan hammaslääketieteen saralla, mukaan lukien hoitoturvallisuuteen liittyvät tarpeet, sekä laitevalmistukseen ja suunnitteluun liittyvät säännökset.</p>	
Avainsanat	Laser, hammaslääketieteellinen tekniikka,

Author(s) Title	Otto Axel Aho Use of Laser in Dental Care
Number of Pages Date	25 pages 18 January 2017
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electrical engineering
Specialisation option	Electronics and Medical engineering
Instructor	Esko Tattari, Senior lecturer
<p>This thesis covers basic principles of lasers, including the phenomenon and techniques that are utilized both in dental care devices and care practices. The thesis also contains essential anatomy knowledge involved in oral care and technological theory behind laser treatments in dental care.</p> <p>The thesis aims to function as a written collection of information in Finnish concerning the subject, and, as a such, spread the knowledge about laser's advantages in the oral health sector in Finland.</p> <p>Background research for this work included material from both medical and technological literature, presenting the topic's interdisciplinary world from a technological perspective.</p> <p>As the result, the thesis describes technology and usage of lasers in dental practices, including information about laser safety in treatment situations and covering the specification needs controlling the manufacturing and design of dental lasers.</p>	
Keywords	Laser, dental technology

# Sisällys

## Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	Laser	1
2.1	Säteily ja valo	2
2.2	Laserin toimintaperiaate	3
2.2.1	Laseraktiiviset väliaineet	5
2.2.2	Puolijohdelaser	7
3	Suunalueen anatomia ja veri	9
3.1	Hampaat	9
3.2	Suuontelo	10
3.3	Veri	11
3.3.1	Veren hyytyminen	11
4	Laserin käyttö	13
4.1	Energian siirtyminen kudokseen	14
4.2	Kudosvaikutukset	14
4.3	Muu käyttö	16
4.4	Valon kuljettaminen hoito-alueelle	17
4.4.1	Laser optisessa kuidussa	17
4.4.2	Peilivarrellinen siirto	18
4.4.3	Käsiosat	18
5	Turvallisuus	19
5.1	Käyttäjäturvallisuus	19
5.2	Laitevaatimukset	20
5.2.1	Laiteluokat	20
5.2.2	Lääketieteelliset laserlaitteet	22
6	Yhteenveto	23
	Lähteet	24

## Lyhenteet

Absorptio	Kvanttimekaaninen prosessi, jossa sähkömagneettinen hiukkanen luovuttaa energiansa esim. törmäämällensä atomille.
Dna	Deoksiribonukleiinihappo, muodostaa solujen ja viruksien geneettisen materiaalin.
Emissio	Hiukkasten tai energian siirtyminen säteilylähteestä ympäristöön.
Fotoni	Valokvantti (bosoni), joka toimii sähkömagneettisen aaltoliikkeen, kuten näkyvän valon välittäjähiukkasena.
Laser	Light amplification by stimulated emission of radiation.
Patologia	Tautioppi, taudinaiheuttajien ja kudosten välisen vuorovaikutuksen tutkimusala.

## 1 Johdanto

Laser on tehnyt tuloaan hammaslääketieteen saralle jo vuosia, pysyen kuitenkin käyttöasteensa puolesta marginaalisena etenkin Euroopan markkinoilla. Esteenä käytölle on toiminut pitkään laitteiden vähäinen tarjonta sekä niiden korkea hinta. Vakavasti otettavia tutkimuksia laserin eduista etenkin kliinisessä käytössä on tuotettu vähän maailmalla. Toisaalta laserin käyttö kirurgiassa on jo lunastanut paikkansa lääketieteen maailmassa, etenkin silmäleikkauksissa ja urologiassa.

Insinööriö syntyi kiinnostuksestani tutustua hammaslääketieteeseen tekniikan näkökulmasta. Laserin etuja hammaslääketieteellisessä käytössä ovat tarkkuus pehmytkudoksen työstämisessä, koaguloiva leikkausjälki ja täten verettömyys sekä hyvä paranemisennuste operaation jälkeen. Kovakudoksen käsittelyssä laser aiheuttaa potilaille vähemmän kipua verrattaessa perinteiseen poraamiseen, johtuen pienemmästä mekaanisesta painealtistuksesta. Samalla useimmat laserlaitteet omaavat steriloivan (bakteereja tuhoavan) vaikutuksen. Edellä mainittujen tekijöiden ansiosta laser saattaa yleistyä tulevaisuudessa hammaslääketieteellisissä hoidoissa.

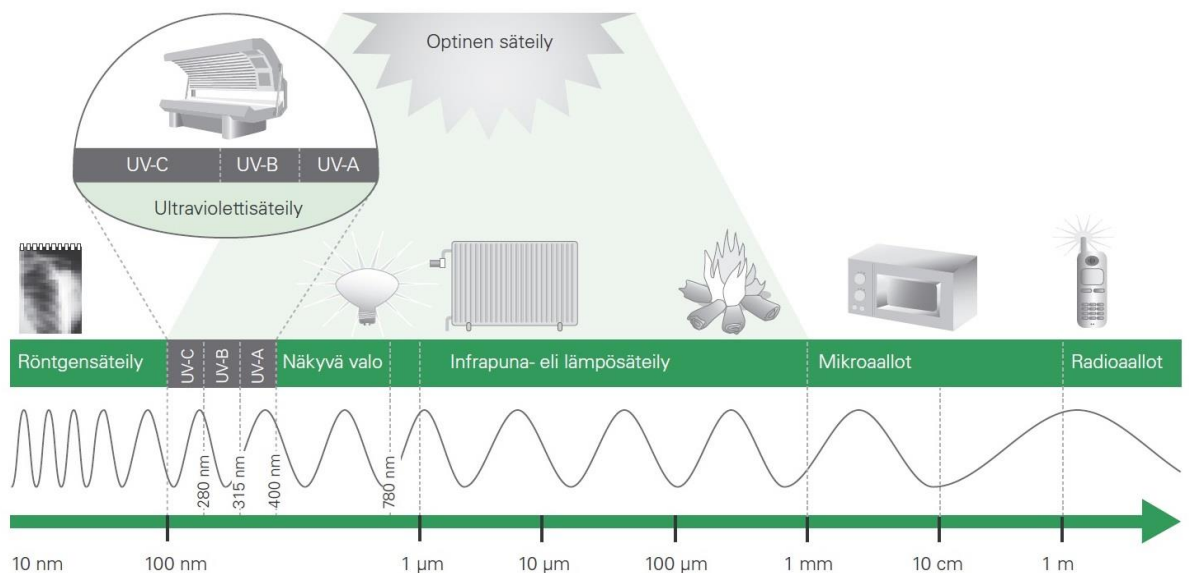
Insinööriössä käsitellään ilmiöitä laserin taustalta sekä sen soveltamista hammaslääketieteellistä käyttöä varten. Insinööriön tarkoituksena on toimia aiheen tietopakettina ja ottaa huomioon niin käyttäjän kuin laitevalmistuksenkin vaatimuksia.

## 2 Laser

Lyhenteellä laser tarkoitetaan laitetta, joka vahvistaa valoa stimuloitun emission avulla. Laservalon erikoispiirteitä ovat sen monokromaattisuus (valon fotoneilla esiintyy vain yhtä aallonpituutta) ja koherenttius (fotonit ovat samassa vaiheessa aaltoliikkeessä, eli fotonit ovat tahdistettu) sekä hyvä fokusoitavuus. Useimpien laser-laitteiden tuottama säteily on kollimoitu, eli lasersäde on koottuna kapeaksi säteilykeilaksi. Tällöin sädekimppun säteet kulkevat yhdensuuntaisesti hajaantumatta pitkiäkin matkoja. [1; 2; 3.]

## 2.1 Säteily ja valo

Laserlaitteet tuottavat optista säteilyä, jonka aallonpituudet sijoittuvat sähkömagneettisen spektrin alueelle sisältäen infrapunasäteilyn, näkyvän valon ja ultraviolettisäteilyn (kuva 1). Näistä vain näkyvä valo tuottaa verkkokalvoilla näköaistimuksen. Ihminen aistii IR-säteilyn iholla lämpönä, sillä kyseisen säteilyn aallonpituuksilla fotonien absorptio muuttuu tehokkaasti atomien ja molekyylien lämpöliikkeeksi kudoksessa. UV-säteily on osittain ionisoivaa, se siis kykenee aiheuttamaan muutoksia perimässä eli DNA:ssa. Ionisoivan vaikutuksen takia UV-säteilyä voidaan käyttää desinfiointissa, eli sillä tuhoetaan haitallisia bakteereita ja viruksia. UV-säteilyn fotokemiallisia reaktioita ihmisessä (eli niitä reaktioita, jotka aiheuttavat muutoksia biomolekyyleissä) ovat ruskettuminen ja D-vitaamiinin muodostuminen iholla. Silmässä isot UV-säteilyannokset voivat aiheuttaa sarveiskalvon tulehtumisen ja mykiön samentumisen. [2; 3.]



Kuva 1. Sähkömagneettinen spektri. [3.]

Optinen säteily etenee yhtäaikaaisesti poikittaisena aaltoliikkeenä sekä hiukkasvirtana (fotoneina), jolloin puhutaan aalto-hiukkasdualismina. Aaltoluonne selittää optisen säteilyn heijastumisen ja taittumisen erilaisilta pinnoilta. Hiukkasluonne kuvaa taas säteilyn energian absorboitumista erilaisiin aineisiin. Hiukkasluonteesta johtuen valokvanttien energia on käänteisessä suhteessa aallonpituuteen (kaava 1). [2; 3.]

$$E = h \frac{c}{\lambda}$$

(1)

$E$  on valokvantin energian suuruus

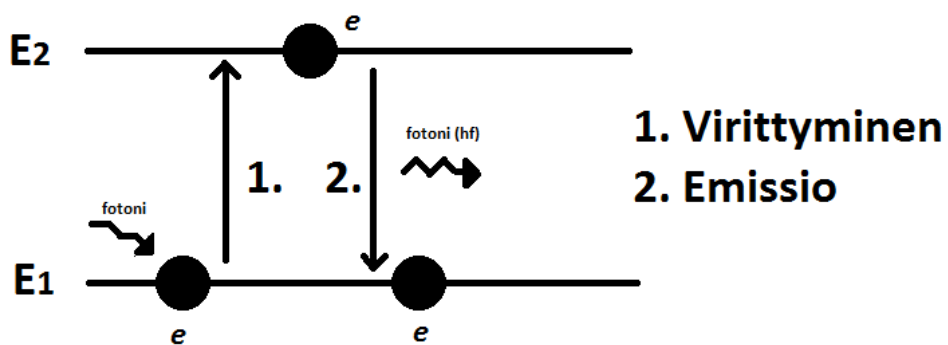
$h$  on Plancin vakio

$c$  on valonnopeus

$\lambda$  on säteilyn aallonpituus

## 2.2 Laserin toimintaperiaate

Laserin toiminnan ymmärtämiseksi tulee alkuun käsitellä spontaanin ja stimuloitun emission ero. Kuvitellussa perustilassa  $E_1$  oleva atomin elektroni voidaan virittää korkeammalle energiatasolle  $E_2$  ulkoisen energian, tässä esimerkissä fotonin avulla. Ajan kuluessa pysymätön viritystilasta purkautuu ja elektroni palaa tasolta  $E_2$  takaisin energiatasolle  $E_1$  vapauttaen ylimääräisen energian säteilynä, jonka taajuus määräytyy kaavan 1 mukaisesti. Kyseisen virityksen purkautuessa itsestään ilman ulkoista häiriötekijää ovat emittoituvien fotonien suunnat ja vaiheet satunnaisia ja tapahtumaa kutsutaan spontaaniksi emissioksi, joka voidaan nähdä kuvassa 2. [1; 2.]

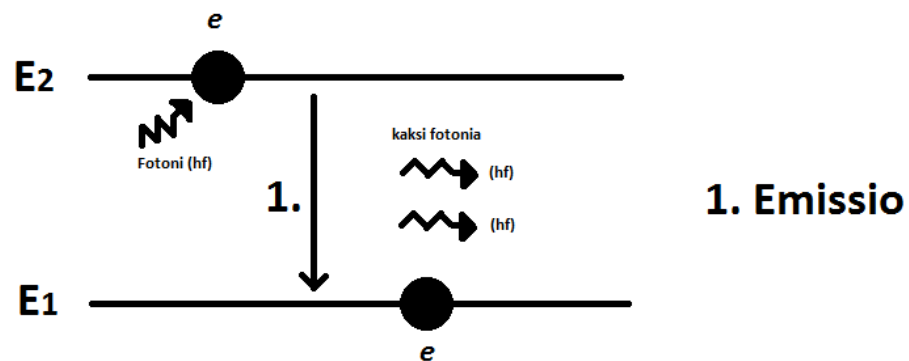


Kuva 2. Spontaanin emissio [2.].

Stimuloitussa emissiossa jo virittyneellä energiatasolla  $E_2$  olevaan elektroniin osuu fotonin, jonka energian suuruus on yhtä suuri kuin energiatilojen  $E_2$  ja  $E_1$  välinen erotus. Vuorovaikutustapahtuman ansiosta vapautuva fotonin on energialtaan yhtä suuri kuin atomin viritystilasta purkautumisen aiheuttanut energiakvantti, joka voidaan nähdä kuvassa 3. Tilanteesta vapautuu kaksi fotonin säteilynä, joilla on sama taajuus, suunta, vaihe ja



polarisaatio. Samalla selitty laserin valoa vahvistava vaikutus, kun yhden fotonin virittämisellä saadaan ulos kaksi fotonia, kunhan atomin elektronit ovat virittyneessä tilassa. Vapautuvien fotonien energia voidaan laskea kaavan 2 avulla. [2.]



Kuva 3. Stimuloitu emissio [2.].

$$hf = E2 - E1 \quad (2)$$

$h$  on Plancin vakio

$f$  on säteilyn taajuus

$E2$  on viritetyn energiatilan suuruus

$E1$  on perustilan energian suuruus

Maxwellin-Boltzmannin jakaumafunktio (kaava 3) kertoo atomien lukumäärän kaasun kussakin energiatilassa, edellyttäen kappaleen olevan termisessä tasapainossa.

$$N = Ae^{-E/(kt)} \quad (3)$$

$N$  on atomien lukumäärä

$A$  on atomien kokonaismäärästä määräytyvä vakio

$E$  kuvaa energiatilaa

$k$  on Boltzmannin vakio

T on termisen tasapainon lämpötila

Boltzmannin tekijä taas antaa tiedon atomien lukumäärien suhteesta (kaava 4). [2.]

$$\frac{N_2}{N_1} = e^{-\frac{E_2-E_1}{kT}} \quad (4)$$

N<sub>2</sub> on korkeammassa energiatilassa olevien atomien määrä

N<sub>1</sub> on matalammassa energiatilassa olevien atomien määrä

E<sub>2</sub> on korkeamman energiatilan suuruus

E<sub>1</sub> on matalamman energiatilan suuruus

k on Boltzmannin vakio

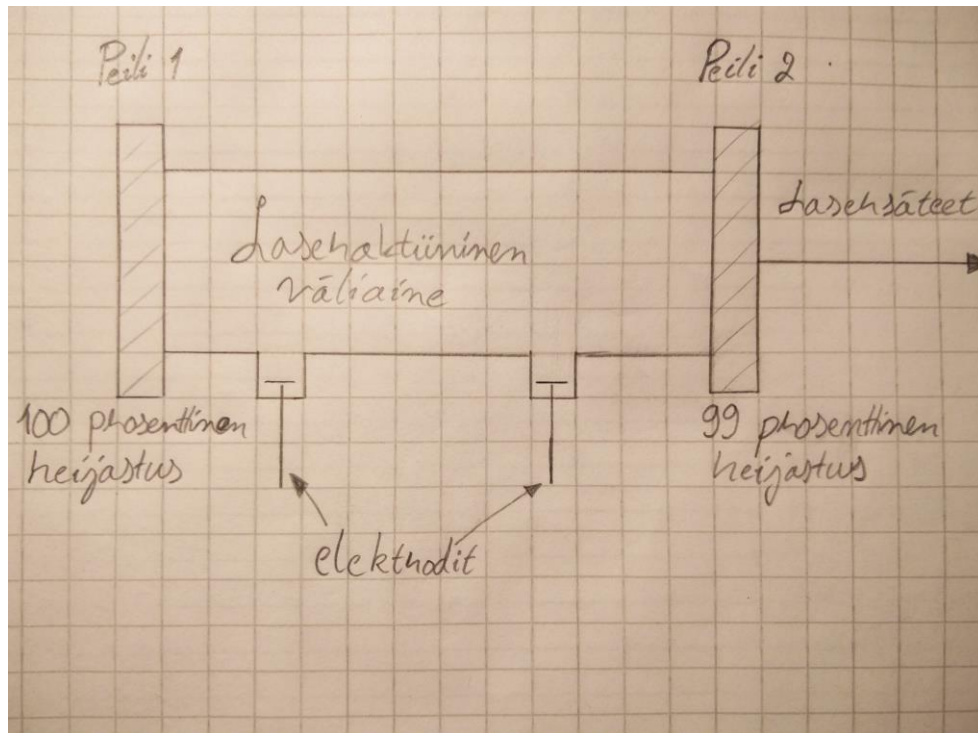
T on termisen tasapainon lämpötila

Edellytyksenä laservalon synnyttämiseen stimuloitun emission avulla on käänteinen miehitys. Käänteisessä miehityksessä viritystilassa olevien atomien lukumäärä on suurempi kuin perustilassa olevien. Kuitenkin atomien lukumäärien suhde termisessä tasapainotilassa on tavallisesti  $N_1 > N_2$ , eli matalassa energiatilassa on enemmän elektroneja. Käänteinen miehitystila tulee siis saavuttaa ulkoisen energian avulla. [2; 3; 4.]

### 2.3 Laseraktiiviset väliaineet

Laseraktiivisiksi aineiksi kutsutaan niitä materiaaleja, joissa ulkoisella energialla voidaan aikaansaada käänteinen miehitystila. Laseraktiivinen väliaine voi olla kaasumaisessa, kiinteässä tai nestemäisessä olomuodossa. [2.]

Laservalo voidaan tuottaa laserputkessa, jossa putken sisällä on laseraktiivista väliainetta. Väliainetta stimuloidaan elektrodien välisellä jännitteellä tuottamaan fotoneita stimuloitun emission välityksellä. Putkea rajaavat peilit, joiden välillä syntyneet lasersäteet kimpoilevat, kunnes osa niistä pääsee toisen, osittain läpäisevän peilin lävitse (kuva 4). Peilien välille siis muodostuu seisovia valoaltoja ja laitteesta käytetään nimitystä optinen kaviteetti. [2; 4.]



Kuva 4. Kaasulaserin toimintaperiaate. [2.]

Kun laserväliaineena toimii kiinteä tai nestemäinen aine, viritetään väliaine käänteiseen miehitystilaan optisella pumppauksella. Tällöin virittävänä energiana toimii valo, eli laserväliainetta säteilytetään fotoneilla, jolloin sen atomit virittyvät energian absorption seurauksena. Väliaine on sijoitettuna optiseen kaviteettiin, jolloin väliaineessa syntyy seisovia valoaaltoja kaasulasereiden tapaan. Taulukkoon 1 on kerätty hammaslääketieteessä käytettyjä laserhoitolaiteiden laseraktiivisia väliaineita ja niiden aallonpituuksia. [1; 2.]

Taulukko 1. Hammaslääketieteessä käytettävien lasereiden väliaineita ja aallonpituuksia [4.]

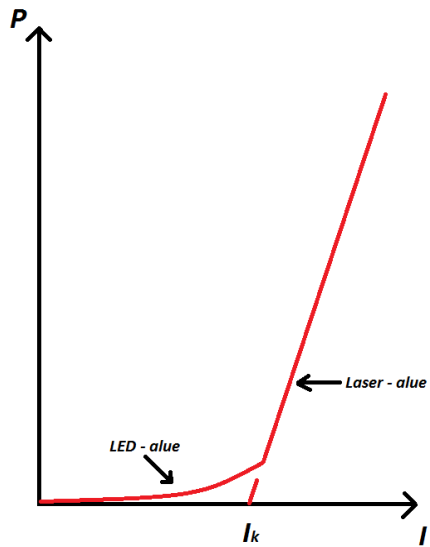
Väliaine	Aallonpituus
Aleksandriitti	377 nm
Argon	488 nm, 514 nm
CO <sub>2</sub>	9,3 μm, 10.60 μm

Er:YAG	2,94 $\mu\text{m}$
Er:YSGG	2,79 $\mu\text{m}$
Eximer	193 nm - 351 nm
HeNe	633 nm
Ho:YAG	2,06 $\mu\text{m}$
KTP	532 nm
Nd:YAG	1,06 $\mu\text{m}$
Rubiini	694 nm

#### 2.4 Puolijohdelaser

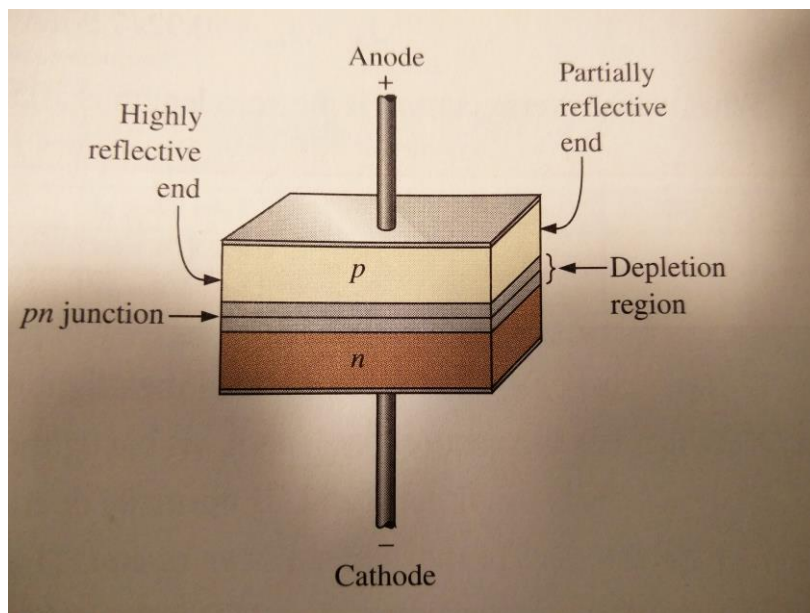
Sanalla puolijohdelaser viitataan yleisesti diodilasereihin, joissa lähteenä säteilylle toimii hohtodiodin (LED) tapaan pn-liitos. N-tyyppin puolijohteessa varauksenkuljettajina toimivat elektronit ja p-tyyppin puolijohteessa aukot. Rakenteellisesti puolijohdelaserit valmistetaan yhtenäiskiteen päälle kerrostamalla atomikerroksia yksi kerrallaan. [3; 5.]

Laserdiodiin johdatettaessa myötäsuntaista virtaa se tuottaa spontaanin emissioon avulla valoa aktiiviselta alueeltaan (depletion region), jossa elektronit ja aukot rekombinoituvat. Kun virran suuruus ylittää kynnyksarvon, tapahtuu liitoksessa käänteinen miehitys ja stimuloidusta emissiosta tulee hallitseva reaktio. Aktiiviselta alueelta vapautuu tällöin koherenttia ja monokromaattista valoa. Samalla säteilyteho kasvaa jyrkästi kuvan 5 mukaisesti. [3; 5.]



Kuva 5. Diodilaserin ulostuloteho suhteutettuna virtaan. [6]

Diodilasereiden etuina toimivat laserlähteiden suhteellisen pieni koko ja hyvä hyötysuhde verrattaessa niitä väliaineilla toteutettuihin laserlähteisiin. Hammaslääketieteessä käytettyjen diodilasereiden aallonpituudet ovat tyypillisesti välillä 650–900 nm. [6; 7.]



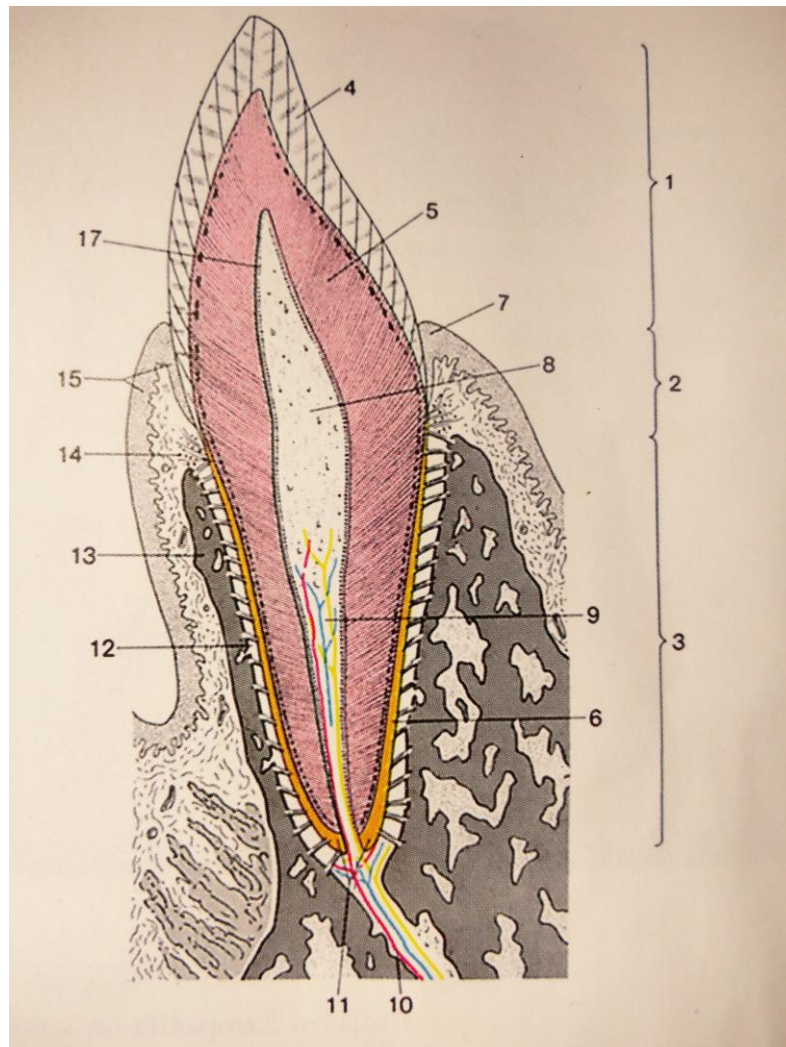
Kuva 6. Diodilaserin rakenne yksinkertaistettuna. [4, s.148.]

### 3 Suunalueen anatomia ja veri

Hammaslääketieteen toimintaympäristöön kuuluu hampaisto osana purentaelimiä, sekä erityisesti leukojen ja suun anatomia. [8.]

#### 3.1 Hampaat

Aikuisella ihmisrysiöllä on keskimäärin 32 pysyvää hammasta (dentes), joiden muoto on kehittynyt evolutiivisesti niiden käyttötärpeen mukaan. Näkyvää osaa hampaista kutsutaan kruunuksi ja ikenen sisään jäävää osuutta kaulaksi, leukaluun hammaskuoppaan jäävää osuutta kutsutaan hampaan juureksi. [8; 9; 10.]



Kuva 7. Hampaan halkileikkaus [8, s.299.]

1. Hampaan kruunu, 2. Hampaan kaula, 3. Hampaan juuri, 4. Kiille, 5. Hammasluu, 6. Hammassementti, 7. Ien (gingiva), 8. Ydinontelo, 9. Juurikanava, 10. Verisuonia ja hermoja, 11. Juuren kärki, 12. Hampaan juurikalvo, 13. Leukaluu, 14. Kollageenisyytä, 15. Epiteelikudosta ikenen ulkopinnalla ja hampaan kaulaa ympäröivässä ientaskussa, 17. Odontoblastikerros. [8.]

Ihmisen elimistön kovin kudos enamelum eli kiille koostuu noin 95-97 prosenttisesti epä-organisista suoloista, kuten hydroksiapatiitista ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ). Loput kolme prosenttia kiilteestä koostuu orgaanisesta materiaalista (keratiinin kaltaisia aineita) ja vedestä. Kiilteen ominaisuuksiin kuuluvat alhainen vetolujuus ja hauraus yhdistettynä korkeaan elastisuuskertoimeen sekä suureen kulumiskestävyyteen. Kun pysyvät hampaat puhkeavat, kuluvat kiillettä muodostavat ameloblastit pois ja kiilteen uusiutumiskyky on hyvin heikko. [8; 9; 11.]

Hammasluu eli dentiini muistuttaa rakenteeltaan mineralisoitunutta luukudosta, mutta sitä muodostavat osteoblastien sijaan odontoblastit, jotka ovat lokalisoituneet hammasluun ja hammasytimen rajalle. Hammasluussa kulkee sisällä ohuita kanavia (dentiinitubuluksia), joissa hermosäikeet viestivät kipuimpulsseista hammasluun alueelta. Uutta hammasluuta myös muodostuu koko elämän ajan, toisin kuin kiillettä. [8; 9.]

Hammassementti toimii hampaan kaulan ja juuren alueella dentiinin peitteenä ja kiinnityspaikkana kollageenisäikeille (peridontaaliligamenteille), jotka kiinnittävät hampaan leukaluuhun. [8; 9.]

Pulpa eli hammasydin sijaitsee hampaan ydinontelossa, sekä juurikanavassa. Se rakentuu lähinnä sidekudoksesta, sisältäen hampaaseen tulevat hermot ja verisuonet. Pulpan alueelta kulkee hermosyytiä hammasluuhun dentiinitubuluksien avulla. [8; 9.]

### 3.2 Suuontelo

Suuonteloon kuuluvat hampaat tukikudoksineen, kieli, risakudos, suulaki ja sylkirauhaset. Suuontelon pehmytkudoksia peittää limakalvo, joka on muodostunut kerrostuneesta levyepiteelikudoksesta. Sen tarkoituksena on suojata alla olevia kudoksia mekaaniselta kulumiselta sekä pitää suuontelo kosteana yhdessä syljen kanssa. Ruoan hienontaminen tapahtuu suuontelossa ja se lasketaan osaksi ruuansulatusjärjestelmää. [8; 9.]

### 3.3 Veri

Veri on sidekudosta, jonka päätehtävänä on toimia kuljettimena siihen liuenneille aineille ja kaasuille. Verestä noin 55 % koostuu juoksevasta soluväliaineesta, jota kutsutaan plasmaksi ja noin 45 % veren omista soluista. [10.]

Plasma koostuu joukosta epäorgaanisia suoloja, valkuaisaineista (mm. albumiinit, globuliinit ja fibrinogeenit) sekä suurimmalta osin vedestä. [8.]

Veren soluista noin 90 % on erytrosyyttejä eli punasoluja, joiden primäärisenä tehtävänä on toimia hapen ja hiilidioksidin kuljettajana elimistössä. Noin kaksi prosenttia veren soluista on leukosyyttejä eli valkosoluja, joiden tehtävänä on vastata elimistön synnynnäisestä puolustuskyvystä mikrobeja, kuten bakteereja ja viruksia, vastaan. Kolmantena soluryhmänä veressä toimivat trombosyytit eli verihiutaleet, joilla on tärkeä rooli veren hyytymisprosessissa. [8; 9; 10.]

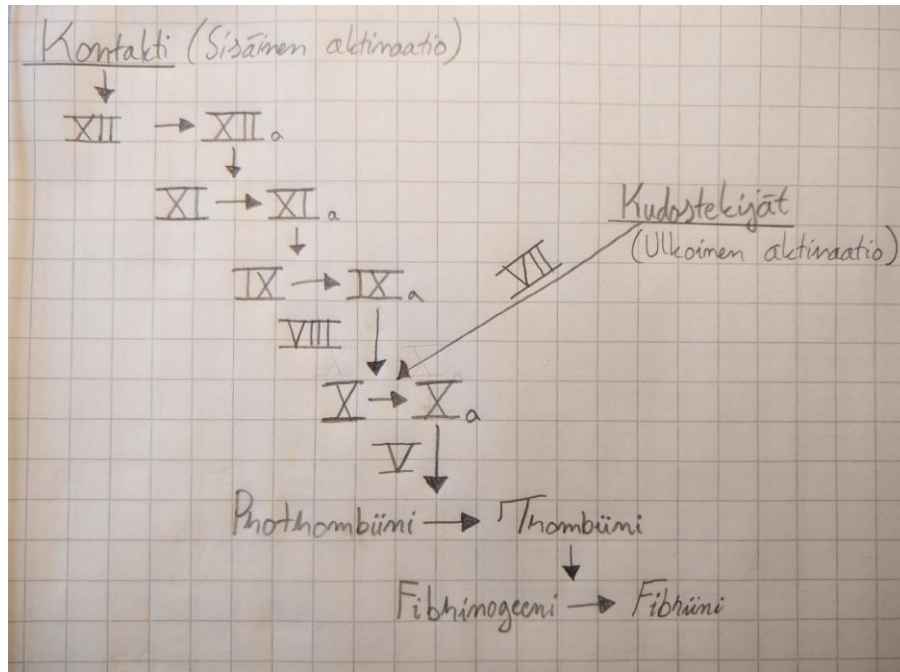
#### 3.3.1 Veren hyytyminen

Pienten verenvuotojen kohdalla veren tyrehtyminen tapahtuu seuraavasti. Kun verisuonen sisäpinta vahingoittuu, tukkivat verihiutaleet vahingoittuneen paikan tarrautumalla toisiinsa kiinni ja muodostamalla valkoisen tulpan. Tällaista aggregoitumista eli verihiutaleiden toisiinsa kiinni liimautumista tapahtuu runsaasti, kun vahinkoalueella on ”vieraita pintoja”, kuten kollageenia esillä indusoimassa tapahtumaa. Kun verisuonen seinämät vahingoittuvat, vapautuu samalla myös verisuonen seinämiä supistavia aineita, jotka edesauttavat tyrehtymistä. Toisaalta myös trombosyyteistä erittyvä serotoniini pitää suonen supistustilaa yllä. [8.]

Isompien verenvuotojen kohdalla tarvitaan vuodon tyrehtymiseen vielä koagulaatio eli veren hyytyminen. Suuren vaurion kohdalla verenkierrossa aktivoituu veren hyytymistekijöitä, joista yhden hyytymistekijän aktivoituminen aktivoi seuraavan putousmallin mukaisesti (kuva 5). Hyytymistekijöihin kuuluvat entsyymit, protrombiini, fibrinogeeni ja kalsiumionit. Hyytymistekijän aktivoituessa se pilkkoo seuraavasta hyytymistekijästä palan pois, jolloin se aktivoituu ja näin syntyy aktivoitumisien sarja, jota kutsutaan hyytymisen vesiputousmalliksi.



Kun vaurio verisuonessa paljastaa esimerkiksi kollageenisyytä, tapahtuu aktivaatio sisäisen aktivaatiomallin mukaisesti. Jos taas verenvuodon kanssa vaurioituu samalla myös ympäröivää kudosta, vapautuu tuhoutuneesta kudoksesta tekijöitä, jotka aktivoivat oikotien aktivoitumisketjussa, jolloin puhutaan ulkoisen aktivaatiotien mallista. [8.]



Kuva 8. Hyytymisen yksinkertaistettu vesiputouksmalli (Hyytymistekijät numeroitu I – XII). [8.]

Sekä sisäisen että ulkoisen aktivaatiotien viimeisen aktivaatioreaktion vaikutuksesta veressä oleva protrombiini muuttuu trombiiniksi. Trombiini puolestaan pilkkoo plasman fibrinogeenistä fibriniä, joka on plasmaan liukenematon ja saostuu. Fibrini muodostaa haavan kohdalle verkkomaisen hyytymän tukirungon, johon verensoluja jää kiinni, jolloin muodostuu hyytymä. [8.]

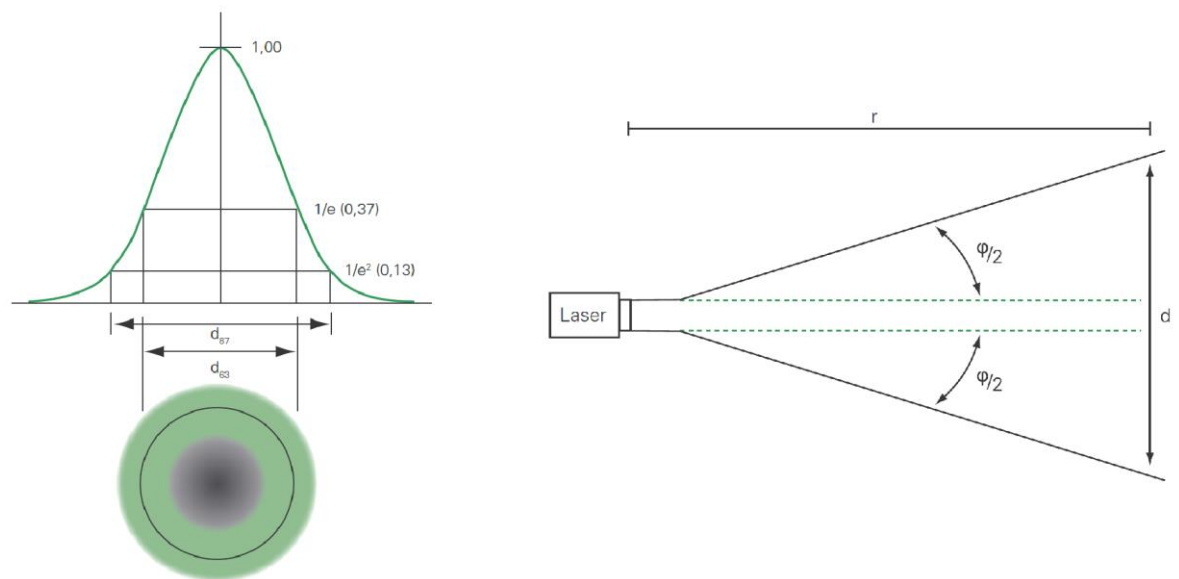
Laserin hyydyttämisaikutus perustuu lämmön siirtymiseen kudokseen. Lasersäteeseen osuessa kudokseen, kuten vereen, sen lämpötila nousee nopeasti siirtyneen energian muuntuessa molekyylien liike-energiaksi. Kun kudoksen proteiinien lämpötila ylittää tietyn pisteen (n.40 C), ne alkavat denaturoitua. Tällöin proteiinien kolmiulotteinen rakenne hajoaa ja veri saostuu käsittelykohdassa. Kun kudoksen lämpötila jatkaa kasvamistaan, poistuu hajonneesta kudoksesta vettä haihtumalla, mikä vielä edesauttaa hyytymän muodostumista. [4; 8.]

## 4 Laserin käyttö

### 4.1 Energian siirtyminen kudokseen

Laserien energian ulosanto jatkuvatoimisissa laitteissa on tasaista, eli sen tehon funktio ajan suhteen on vakio. Kun antoteho on ajan suhteen muuttuva, puhutaan pulssimuotoisesta laserista.

Laservalo kohdistetaan säteeltään yleensä hyvin pieneksi, jolloin sen tehotiheys on suurinta säteen keskipisteessä kuvan 9 mukaisesti, jolloin sitä kutsutaan Gaussiseksi säteeksi. Koherenttiudesta huolimatta lasersäde leviää tuloaukosta tullessaan yksinkertaisesti kaavan 5 mukaisesti. Säteen hyvä kohdistettavuus ja pieni hajonta tekevät laserin käytöstä tarkkaa pehmytkudoksen käsittelyssä verrattaessa sitä esimerkiksi diatermia- eli sähköveitseen. [3.]



Kuva 9. Laserin sädekuvio ja säteen hajoaminen [3.]

$$d = r\varphi \quad (5)$$

$d$  on säteen halkaisija

$r$  on etäisyys lähdepisteestä

$\varphi$  on säteen divergenssikulma radiaaneina

Kudosvaikutukset laseria käytettäessä ovat riippuvaisia kohteen absorbointikyvystä käytetyllä aallonpituudella ja siirtyneen energian suuruudesta. Osa valosta voi heijastua kudoksesta pois, osa sirota ympäristöön tai osa johtua pidemmälle kudoksessa. Kun väliaineen optinen tiheys muuttuu, tapahtuu aina väliaineiden rajapinnassa sirontaa, jonka seurauksena heterogeenisessä kudoksessa ja kudostasojen rajapinnassa energian siirron osuus on aina suuri.

Laserin läpäisykyvyksi kutsutaan suurinta etäisyyttä, jolle emittoitu energia etenee kudoksessa. Laserin läpäisykyky onkin riippuvainen käytetystä aallonpituudesta, sekä kohdekudoksesta. Kohdekudoksessa vaikuttavia tekijöitä läpäisykykyyn ovat kudoksen pigmentoituminen eli väri, verisuonituksen määrä, kovuus ja vesipitoisuus. Toisinaan käytetään myös sanaa *tunkeutumissyvyys* kuvaamaan läpäisykykyä. Tulee myös huomata, ettei energia siirry kudokseen koskaan lineaarisesti, vaan erilaiset mekanismit hidastavat sen siirtymistä. [3; 4.]

#### 4.2 Kudosvaikutukset

Jokaisella kudoksella tai kudoksen osalla on sille tyypillinen ominaisaallonpituutensa, jolla siihen absorboituu parhaiten energiaa. Kyseinen aallonpituus määrittyy kohdekudoksen sisältämien molekyylien ja aineiden mukaan. Esimerkiksi CO<sub>2</sub>-laserin tuottama 10,6 mikrometrin aallonpituisen säteily absorboituu lähes kokonaan veteen (H<sub>2</sub>O), josta pehmytkudos pääasiassa koostuu. Toisaalta esimerkiksi hampaan pinnalla elävät kariesta aiheuttavat bakteerit sisältävät enemmän vettä kuin kiille ja hammasluu, jolloin laserilla voidaan tuhota bakteerit kovakudoksen pinnalta vahingoittamatta kovakudoksia. [4.]

Kudoksen molekyyleissä laserin energia muuttuu atomien väliseksi kineettiseksi ja vibraatioenergiaksi. Liikettä vastustava atomien välinen kitka muuntaa tämän energian lämmöksi. Koska lämmön nouseminen kudoksessa on haitallista sen vitaliteetille, pyrkii kudos lisäämään veren virtausta lämmenneelle alueelle ja kompensoimaan näin lämmön nousua. Eri kudoksilla onkin oma terminen relaksaatioaikansa, joka kuvaa siirretyn energian määrää ajan suhteen pois lämpenemisalueelta, niin että vahinkoa ei synny. Kun

siirretyn energian tasoa nostetaan, molekyylien väliset heikot sidokset hajoavat ja esimerkiksi biomolekyylien toimintakyky tuhoutuu niiden rakenteen muuttuessa. Samasta periaatteesta johtuen myös vesi höyrystyy kohdekudoksessa ja haihtuu pois, samalla siirtäen ylimääräistä lämpöenergiaa kohdealueelta höyryn mukana. [3; 4; 7.]

Kudosvaikutukset voidaan jakaa ei-termisiin ja termisiin vaikutuksiin. Ei-termisillä vaikutuksilla viitataan kudoksessa mikroskooppisella tasolla tapahtuvaan epätasaiseen lämmönjakaantumiseen, sekä fotoakustisiin ja mekaanisiin värähtelyvaikutuksiin. Sädepulsin energia absorboituu tällöin vain muutamiin hiukkasiin, joiden lämpötila nousee nopeasti korkeille tasoille, mutta samalla energia jakaantuu näistä hiukkasista hyvin nopeasti ympäröivään materiaaliin. Lämpötila ei tällöin ehdi muuttua kudoksessa, mutta kohteena toiminut hiukkanen voi hajota ja esimerkiksi hiukkasen läheisyydessä olleet solun osat vaurioitua. [3; 4.]

Termisillä vaikutuksilla viitataan lämmön nousuun kudoksessa ja sen aiheuttamiin muutoksiin solu ja molekyyli tasolla. Eliöiden proteiinien toimintakyky perustuu niiden kolmiulotteiseen rakenteeseen, jonka muodostavat aminohappojen sivuketjujen välille muodostuvat kovalenttiset sidokset ja heikot sidokset. Kun lämpötila nousee, denaturoituvat proteiinit, jolloin niiden tertiäärinen rakenne muuttuu. Näitä vaurioita varten soluissa on sisäänrakennettuja korjausmekanismeja, jotka pyrkivät palauttamaan proteiinin rakenteen alkuperäiseksi. Kun kyseistä ilmiötä hyödynnetään hoitokeinona lääketieteessä, puhutaan termodynaamisesta terapiasta. [3; 4.]

Jos kohdekudoksen lämpö jatkaa nousuaan, siinä olevat proteiinit koaguloituvat ja lopulta sen solut kuolevat. Eri solutyypeillä on omat vaurioitumislämpötilat ja ne kestävät ajallisesti lämpötilan nousua eri tavoin, riippuen solua ympäröivästä materiaalista ja lämmönjohtumisesta. Samalla solujen väliset sidokset hajoavat ja kudos tuhoutuu. Kun lämpötila ylittää veden kiehumispisteen, vesi höyrystyy pois kudoksesta. Koagulaatiosyvytydellä tarkoitetaan sitä syvyyttä, jolla voidaan havaita laserin aiheuttamia vaurioita.

Kauterisaatio viittaa ilmiön lääketieteelliseen hyödyntämiseen, jolloin lämmittämällä kudosta voidaan tyrehdyttää verenvuotoja tai leikata polttamalla pehmytkudosta irti hoidettavasta kohteesta. Kun hajotettu kudos jää elimistöön, esimerkiksi tehtäessä arpinkudosta limakalvojen alueella, voidaan operaatiota kutsua ablaatioksi. Laserin steriloiva vaikutus perustuukin samaan tapaan bakteerien ja viruksien proteiinien tuhoutumiseen lämmön vaikutuksesta, jolloin ne menettävät toimintakykynsä. [3; 4; 8.]

Lämmön nousu tuottaa samalla ongelmia, etenkin käsiteltäessä kovakudosta. Hampaan kovakudoksissa äkillinen ja korkea lämmön nousu aiheuttaa helposti halkeamisreaktioita paikallisen lämpölaajenemisen seurauksena. Ratkaisuna ongelmaan toimii laserin energian pulssimuotoinen syöttö, jolloin lämpö ehtii jakaantua kohdepistettä ympäröivälle alueelle. [4.]

Kudoksen lämpötilan noustessa yli hiiltymispisteen alkavat biomolekyylien hiilivedyt kaasuuntua ja jäljellä oleva kuivunut kudoksesta yhdistyy hapen kanssa, jolloin tapahtumasta puhutaan kudoksen karbonisoitumisena. Kyseinen hidas palamisreaktio ei ole hoitokäytössä haluttu ja karstanmuodostuminen onkin viite liiallisesta käsittelyajasta ja tehosta hoitoalueella. [4; 7.]

#### 4.3 Muu käyttö

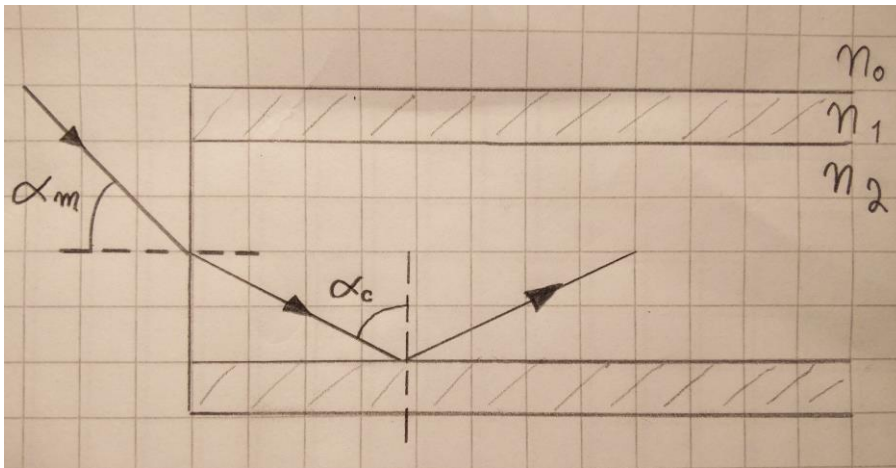
Pienitehoisia diodilasereita voidaan käyttää kariesdiagnostiikassa hyväksi. Karies eli hammasmäätä on sairaus, jossa suussa elävät bakteerit tuottavat maitohappoa, joka liuottaa kiillettä ja dentiiniä. Pahimmassa tapauksessa hampaaseen voi muodostua reikä sekä hampaan ydinkanava voi tulehtua. Laservalolla voidaan saada karioituneessa hammas kudoksessa muodostumaan fluoresoivaa valoa, jolloin voidaan määrittää kariesleesion koko hoidettavassa hampaassa sen takaisinheijastaman valon suhteen avulla. [4; 11.]

Matalatehoista laservaloa voidaan käyttää myös hampaiden paikkausaineiden ja täytteidensä polymerisoinnissa, jos sen tuottama aallonpituus osuu käytettävän aineen kovetus-  
taajuudelle. [4.]

#### 4.4 Valon kuljettaminen kudostasolle

##### 4.4.1 Laser optisessa kuidussa

Laservalo voidaan johdattaa hoidettavalle kudosalueelle optista kuitua pitkin. Tällaisessa valokuidussa signaalin eteneminen perustuu kokonaisheijastukseen kuidun sisällä. Kokonaisheijastuksen saavuttamiseksi, on valo kohdistettava kuituun sopivassa tulokulmassa (kaava 6). Kuidun ytimen ja vaipan optisten taitekertoimien suhteen tulee olla kaavan 7 mukaiset. Kuidun toiminta on visualisoituna kuvassa 10. [2; 4.]



Kuva 10. Valon kulku optisessa kuidussa. [2.]

$$NA = n_0 \sin \alpha_m = \sqrt{n_2^2 - n_1^2} \quad (6)$$

NA on numeerinen aperttuuri

$\alpha_m$  on suurin sallittu tulokulma

$n_0, n_1, n_2$  ovat aineiden taitekertoimet

$$\sin \alpha_c = n_1/n_2 \quad (7)$$

$\alpha_c$  on heijastuskulma

$n_1$  &  $n_2$  ovat aineiden taitekertoimet

Optista kuitua voidaan käyttää laservalon kuljetukseen, kun siirrettävän valon aallonpituus on pienempi kuin noin 2,1 mikrometriä ja sen siirtämä energia ei ylitä kuidun materiaalien ionisoitumisenergiaa. Laserkäyttöön tarkoitetut kuidut valmistetaan yleensä seostetusta piidioksidista ( $\text{SiO}_2$ ). [7.]

#### 4.4.2 Peilivarrellinen siirto

Laservaloa voidaan johdattaa myös peilien avulla haluttuun pisteeseen. Tyypillisesti rakenteena toimii tällöin useammasta pitkästä putkesta tehty peilivarsisto, jossa putken sisällä valo heijastuu peililtä toiselle. Käyttämällä monesta kerroksesta rakennettuja peilejä pystytään niiden välityksellä siirtämään isoja tehoja. Negatiivisena puolena peilivarsistolla on niiden kankeus verrattuna suhteellisen joustaviin optisiin kuituihin. [7.]

#### 4.4.3 Käsiosat

Käsiosat, joiden avulla laser kohdistetaan haluttuun pisteeseen hoidettavassa kudoksessa, voidaan jakaa pääpiirteittäin kahteen luokkaan kulmapään perusteella.

Kuituterällinen kulmapää sisältää nimensä mukaisesti yleensä vaihdettavan optisen kärjen. Kärki itsessään on useimmiten kvartssia ( $\text{SiO}_2$ ). Suurin tehollinen piste on kärjen päässä ja tällöin kudosta käsiteltäessä kohdistetaan kärki halutun kohteen pintaan kiinni. Kuitukärjessä tulee olla vaihtomahdollisuus, jolloin se voidaan vaihtaa potilaiden välillä steriiliin.

Useimmissa diodilasereissa säteilyn energia kohdistetaan kudoksen sijasta kvartsiin kärkeen, jonka lämpötila nousee noin  $500\text{--}900\text{ C}^0$  asteeseen. Tällöin itse kärki toimii kudosta käsittelevänä kappaleena. [4; 7.]

Kuiduttomassa kulmapäässä lasersäde kulkeutuu optisen ikkunan lävitse. Tällöin kulmapäätä ei tarvitse viedä kudoksen pintaan kiinni. Osassa kuiduttomia kulmapäitä on sisäänrakennettuna visuaalinen ohjain optimietäisyyden saavuttamiseksi hoitotilanteessa. Ohjaimena toimii pistemäinen valo, jonka halkaisija on pienimmillään, kun kulmapää on sopivalla etäisyydellä hoitokohteesta. [4.]

## 5 Turvallisuus

### 5.1 Laitevaatimukset

Laserlaitteet on luokiteltu vuoden 2007 jälkeen kansainvälisen standardin IEC 60825 mukaisesti, jossa luokkien jaottelu on tehty AEL (accessible emission limits) -mallin perusteella. Kyseisessä mallissa ulosantoteho ja energia määritetään tietyllä etäisyydellä laserlaitteesta, jolloin saadaan selville sen luovuttama tehotiheys ( $W/m^2$ ) mittauspisteessä. Tehoon ja pulssin energiaan vaikuttavat säteilyn aallonpituus ja pulssinkestoaika. Säteillettävään kohteeseen siirtyvään tehoon ja energiaan vaikuttavat lisäksi säteilykeilan koko ja muoto. [3; 12.]

#### 5.1.1 Laiteluokat

*Luokan 1* suurin sallittu säteilyteho on 0,39 mW jatkuvatoimisilla laserlaitteilla ja ne toimivat infrapunasäteilyn, näkyvän valon ja uv-säteilyn aallonpituuksilla. Heikkotehoisuudesta johtuen, erillistä suojausta ei tarvita normaaleissa käyttötilanteissa luokan 1 laserlaitteilla. [12.]

*Luokan 1M* säteilyteho on maksimissaan 0.5 W, mutta laserkeilan koko on suurempi kuin luokan 1 laitteissa. Pienestä tehotiheydestä johtuen altistumisrajat paljaalle silmälle tai iholle eivät ylitä. Kirjain M tulee sanasta "magnification", jolla viitataan laiteluokan vaarallisuuteen, kun laserlähteen eteen asetetaan säteitä keräävä optinen laite kuten suurennuslasi. [12.]

*Luokan 1C* laitteet eroavat edellä mainituista siinä, että niiden tuottama säteily voi ylittää ihoaltistuksen enimmäisarvot ja aiheuttaa ihon kudoksissa vaurioita. Silmävaurioita laiteluokan lasereilla ei pystytä itsessään aiheuttamaan. Luokan numeron perässä oleva kirjain C tulee sanasta "contact". [3; 12.]

*Luokassa 2* suurin sallittu säteilyteho jatkuvatoimisilla lasereilla on 1 mW ja ne toimivat näkyvän valon aallonpituuksilla. Luokan 2 laitteilla voidaan aiheuttaa silmävaurio, jos säteeseen katsotaan tarpeeksi pitkään ja siirtynyt energiamäärä riittää aiheuttamaan kudosaivourioitumista. [12.]



*Luokan 2M* suurin sallittu teho on 500 mW, eli sama kuin luokalla 1M. Pulssienergia tai kokonaisteho voi siis ylittää luokan 2, mutta kuten luokassa 1, on säde hajonneena isommalle pinta-alalle. [3; 12.]

*Luokan 3R* jatkuvatoimisten laserlaitteiden sallittu säteilytehoraja on 5 mW. Ne voivat toimia sekä näkyvän valon että näkymättömän säteilyn aallonpituusalueilla. Kyseisen luokan laserit voivat aiheuttaa pysyvän silmävaurion, kun säde osuu suoraan silmään tai se heijastuu tarpeeksi tehokkaana heijastuspinnasta. [3; 12.]

*Luokan 3B* suurin sallittu säteilyteho luokalle on 500 mW ja luokkaan kuuluvat ne laserit, joiden teho ylittää *luokan 3R* emissiorajat. Luokan 3B laserlähteen säde on aina vaarallista silmille suorassa kontaktissa ja myös hyvin heijastuneissa tapauksissa. Pieniä ihovaurioita voidaan aiheuttaa myös säteen kuduskontaktilla. [3; 12.]

*Luokan 4* lasereiden ulosantoteho alkaa siitä, mihin 3B luokan rajat loppuvat, mutta maksimaalista ulosantotehoa ei ole erikseen määritelty. Tämän laserluokan laitteilla voidaan aiheuttaa vakavia kudovaurioita suoralla kontaktilla, kuten palovammoja ja pysyviä silmävaurioita, jopa lyhytaikaisilla altistusajoilla. Jopa hajaheijastukset ovat riittävän energisiä aiheuttamaan silmävaurioita. Käytännössä laserkirurgiassa käytettävät laitteet kuuluvat luokkaan 4. [3; 12.]

#### 5.1.2 Lääketieteelliset laserlaitteet

Lääketieteelliseen käyttöön tarkoitetuille laserlaitteille on esitetty tarkat vaatimukset IEC 60601-2-22 standardin mukaan. Esimerkiksi luokan 3B ja 4 laitteille on asetettu seuraavia lisävaatimuksia: [3.]

- Kirurgisten ja terapeuttisten laitteiden ulostuloteho pitää pystyä kalibroimaan tietylle tasolle 20 prosentin epävarmuudella.
- Jos laser ei toimi näkyvän valon alueella, tulee laserlaitteessa olla kohdistin, jotta laserhoito voidaan kohdistaa hoidettavalle alueelle.
- Laserlaitteeseen tulee sisään rakentaa visuaalinen ohjain, joka kertoo laserin olevan valmiina käytettäväksi. Tämän lisäksi laitteen tulee ilmaista, kun laseria käytetään, joko kuuluvalla tai näkyvällä hälyttimellä. Luokan 4 laitteissa tulee lisäksi olla näyttö, joka kertoo laitteen antamasta tehosta tai energiasta.

- Käyttöohjeisiin tulee sisällyttää tieto turvaetäisyyksistä käytettäessä laserlaitetta ja sen lisälaitteita, sekä kuvata laserin ulostulojärjestelmät. Lisäksi tulisi mainita tiedot säteilyn hajontakulmasta, pulssien kestoajoista ja maksimaalisesta ulostulotehosta/energiasta.
- Näiden luokkien lääketieteellisiin laserlaitteisiin tulee integroida erillinen, riippumaton hätäkatkaisin, joilla laite voidaan pysäyttää.

Suomessa lääketieteellisissä toimenpiteissä käytettävien optista säteilyä tuottavien laitteiden käyttöä ja vaatimustenmukaisuutta valvoo lääkelaitos. Velvoitteet käyttäjille on määritelty laissa terveydenhuollon laitteista ja tarvikkeista (1505/1994 12 §). [3.]

## 5.2 Käyttäjäturvallisuus

Käytettäessä luokan 3B tai 4 laserlaitteita, tulee käyttäjien ja kohteen suojata ihonsa, silmänsä ja mahdolliset muut kudokset asianmukaisilla suojilla. [3.]

Standardit SFS-EN 207&208 määrittävät läpäisyvaatimukset ja valintaohjeet silmäsuojainten hankintaan. Silmien lasersuojaimet ovat rakenteeltaan selektiivisiä suodattimia, tai niiden yhdistelmiä. Selektiivisyydellä tarkoitetaan suodattimen toimintaa tietyllä aallonpituusalueella, jolla se vaimentaa tehokkaimmin säteilyä. Silmäsuojain tulee valita käytetyn laserin mukaan, jotta se vaimentaa tehokkaasti juuri niiltä aallonpituuksilta, jota käytetty laser tuottaa. Osa lasersuojaimista suodattaa tehokkaasti näkyvää valoa, mikä voi vaikeuttaa näkemistä hoitokohteeseen ja vaatia yleisen valaistustehon lisäämistä. Selektiivisyydestä johtuen suojainten värientoisto voi olla heikko, mikä saattaa vaikeuttaa käyttäjän erottelukykyä hoitoalueella. Vaimennus suodattimessa saadaan laskettua kaavan 8 avulla. [3.]

$$D = \log\left(\frac{E_0}{E}\right) = \log \tau \quad (8)$$

D on suodattimen aallonpituuskohtainen tiheys

$E_0$  on suodattimeen tulevan säteilyn tehotiheys

E on suodattimen läpäissyt tehotiheys

$\tau$  on suodattimen läpäisevyys tietyllä aallonpituudella

Luokan 4 laserlaitteita käytettäessä tulee kiinnittää erityistä huomiota hajaheijastuksen mahdollisuuksiin ja etenkin peiliheijastusmahdollisuudet tulee poistaa hoitoalueelta ja läheisestä ympäristöstä. Etenkin CO<sub>2</sub>-lasereita käytettäessä (kun aallonpituus on infrapunasäteilyn alueella) saattaa karkealta hajaheijastavan näköiseltä pinnalta heijastua peilimäisesti vaarallinen säde. [3.]

## 6 Yhteenveto

Laserin käyttö hampaiden hoidossa näyttäisi yleistyvän hitaasti, mutta tasaisesti markkinoiden kysynnän avautuessa. On arvioitu, että hammaslääketieteellisten laserlaitteiden markkinoiden koko tulee vuoteen 2020 mennessä kasvamaan maailmanlaajuisesti nykyisestä noin 100 miljoonasta dollarista reiluun 220 miljoonaan dollariin. Pelkästään Pohjois-Amerikan markkinoiden koon oletetaan kaksinkertaistuvan seuraavan viiden vuoden aikana. Teoreettista markkinapotentiaalia kuvaa hyvin arvio, jossa nykyisistä hammaslääkäreistä alle 10 prosenttia käyttää laserlaitteita työssään (USA). Kyseinen kasvuennuste mukaileekin hyvin lasermarkkinoiden yleistä kasvamista maailmanlaajuisesti. [13; 14; 15.]

Laitetarjonta markkinoilla on ollut pientä ja hajautunutta useamman valmistajan välillä. Kolmesta suurimmasta hammaslääketieteellisen tekniikan valmistajasta (Sirona, Kavo Kerr, Planmeca) vain Sirona tarjoaa nykyisellään kuluttajilleen laserlaitteita. Myös Yhdysvaltojen markkinajohtaja Biolase:n tulos on pitkään ollut tappiollinen, joka selittää osittain isojen valmistajien skeptisyyden siirtyä mukaan kilpailuun markkinoille. [13; 16.]

Laserlaitteiden hinta on todennäköisesti toiminut esteenä yleistymiselle. Isompien laserlaitteiden ostokustannukset ovat olleet pitkään kymmenissä tuhansissa euroissa, jolloin ostokynnys on muodostunut etenkin pienille hammaslääkärivastaanotoille turhan korkeaksi. Diodilaserien tulo markkinoille yleisesti halvempänä ratkaisuna, verrattuna väliaineellisiin laserlaitteisiin, on osittain muuttamassa tätä ongelmaa. [15; 17.]

Asiakkaiden tietoisuuden lisääntyminen laserlaitteiden eduista tulee todennäköisesti kasvattamaan kysyntää laserhoitojen käytölle vastaanotoilla. Samalla hammaslääkärikunnan tietoisuus kasvaa kysynnän kasvaessa. Oletettavaa onkin, että suurimmat hammaslääketieteellisen tekniikan valmistajat ovat vasta tulossa markkinoille omien tuotteidensa kanssa.

## Lähteet

- 1 Milonni Peter - Eberly Joseph. Laser Physics. Wiley. 2010.
- 2 Inkinen Pentti - Manninen Reijo - Tuohi Jukka. Momentti 2 insinöörifysiikka. Otava. 2009.
- 3 Pastila Riikka, Jokela Kari, Salomaa Sisko, Ikaheimonen T. K., Pollanen Roy, Weltner Anne, Pukkila Olavi, Paile Wendla, Sandberg Jorma, Nyberg Heidi, Marttila Olli J., Lehtinen Jarmo ja Karvinen Hilikka. Ultravioletti- ja lasersäteily. STUK. 2009.
- 4 Meurman Jukka, Murtomaa Heikki, Le Bell Yrsa, Autti Heikki, Luukkanen Markku, Luomanen Marita, Yrjö-Koskinen Tiina. Therapia Odontologica – Hammaslääketieteen käsikirja. Academica. 2007.
- 5 Floyd Thomas. Electronic devices – electron flow version – ninth edition. PEARSON. 2012.
- 6 Held Gilbert. Introduction to light emitting diode technology and applications. CRC press. 2009.
- 7 Schreiner Steven, Bronzino Joseph D., Peterson Donald R. Medical instruments and devices – principles and practices. CRC Press. 2015.
- 8 Nienstedt Walter - Hänninen Osmo, Arstila Antti - Björkqvist Stig-Eyrik. Ihmisen fysiologia ja anatomia. WSOY. 2009.
- 9 Suu. 2006. Verkkodokumentti. <<http://www.solunetti.fi/fi/histologia/suu/>>. Suomen virtuaaliyliopisto. Luettu 26.10.2016.
- 10 Happonen Päivi, Holopainen Mervi, Sariola Hannu, Sotkas Panu, Tenhunen Antero, Tihtarinen-Ulmanen Marja, Venäläinen Juha. Bios 4 – Ihmisen biologia. Sanna Pro. 2012.
- 11 Meurman Jukka. Kariologian-peruskurssi. 2012. Verkkodokumentti. <[http://dspace2.lib.helsinki.fi:8082/dikk/bitstream/handle/2455/137862/Kariologian%20peruskurssi\\_30.8.2012.pdf?sequence=1](http://dspace2.lib.helsinki.fi:8082/dikk/bitstream/handle/2455/137862/Kariologian%20peruskurssi_30.8.2012.pdf?sequence=1)>. Päivitetty 30.08.2012. Luettu 26.10.2016.
- 12 Laserluokat. 2015. Verkkodokumentti. STUK. <<http://www.stuk.fi/aiheet/laserit/laserluokat>>. Päivitetty 11.08.2015. Luettu 01.12.2016.

- 13 Dental Lasers Market by Product - Global Forecast to 2020. 2015. Verkkodokumentti. Markets and markets. <<http://www.marketsandmarkets.com/Market-Reports/dental-lasers-market-119562971.html>>. Päivitetty 11.2015. Luettu 7.12.2016.
- 14 Dental laser market grows steadily – Dental tribune international. 2015. Verkkodokumentti. Dental Tribune. <[http://www.dental-tribune.com/articles/business/uk/27496\\_dental\\_laser\\_market\\_grows\\_steadily.html](http://www.dental-tribune.com/articles/business/uk/27496_dental_laser_market_grows_steadily.html)>. Päivitetty 14.12.2015. Luettu 7.12.2016.
- 15 Overton Gail, Noguee Allen, Belforte David, Holton Conard. Annual Laser Market Review & Forecast: Can laser markets trump a global slowdown? 2016. Verkkodokumentti. Laser Focus World. <<http://www.laserfocusworld.com/articles/print/volume-52/issue-01/features/annual-laser-market-review-forecast-can-laser-markets-trump-a-global-slowdown.html>>. Päivitetty 02.01.2016. Luettu 7.12.2016
- 16 Biolase Annual Income Statement. 2014. Verkkodokumentti. Amigo Bulls. <<http://amigobulls.com/stocks/BIOL/income-statement/annual>>. Päivitetty 12.2016. Luettu 7.12.2016.
- 17 Laserpora vähentäisi tuskaa hammaslääkärillä. 2005. Verkkodokumentti. Hämeen Sanomat. <<http://www.hameensanomat.fi/uutiset/kotimaa/187173-laserpora-vahentaisi-tuskaa-hammaslaakarilla>>. Päivitetty 22.03.2005. Luettu 7.12.2016.