



Vorlesung im Rahmen des
Masterstudienganges
Klinische Medizintechnikforschung

Modul 3: Geräte für die Therapie II
"LASER"

Univ.-Prof. Matthias Frentzen,
Priv.-Doz. Dr. rer. nat. Jörg Meister, Dr. rer. nat. Alexander Stein
Zentrum für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde der Univ. Bonn
Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde
AG Laser in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde / MiLaDi
(Leiter: Univ.-Prof. Dr. M. Frentzen)
frentzen@uni-bonn.de, jmeister@uni-bonn.de



Universität Bonn

Inhalt



Inhalt

- Motivation
- Licht und Laser
- Laseraufbau und Funktion
- Lasereigenschaften
- Grundlagen der Licht-Gewebe-Wechselwirkung
- Lasersicherheit
- Laseranwendungen in der Ophthalmologie, Dermatologie, Chirurgie und Plastischen Chirurgie, Urologie und der Kardiologie
- Laseranwendungen in der Zahnmedizin (allgem.)



Laser in der Dermatologie

Naevus Flameus (Feuermal, Port-wine stain) mit dem Nd:YAG Laser

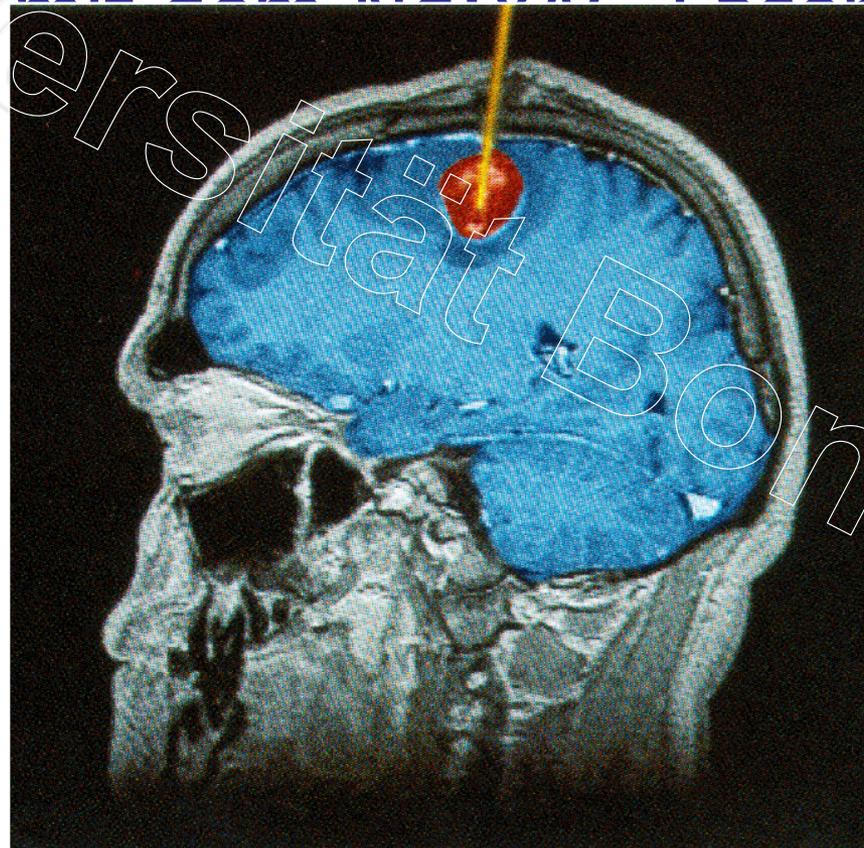




Laser-Tumorthherapie

LITT

Laser induzierte Interstitielle Thermo Therapie





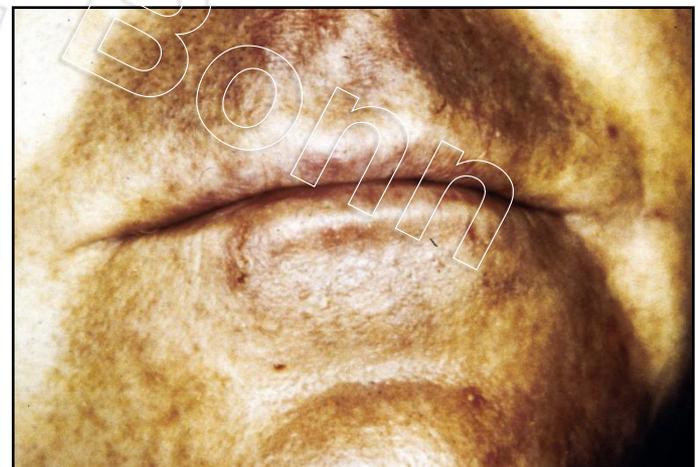
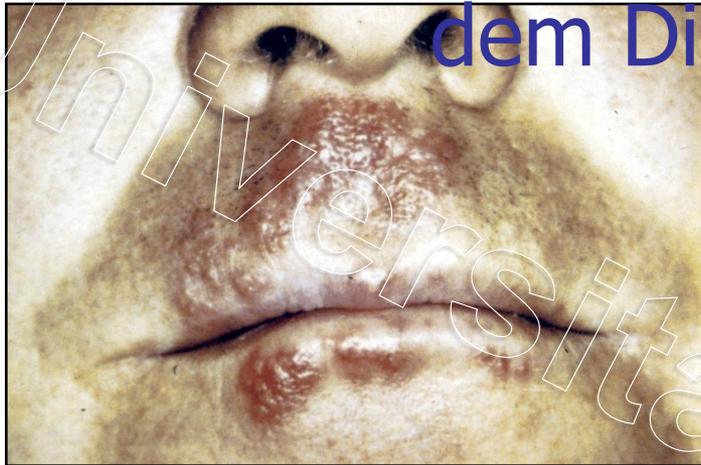
Laser in der Urologie

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"

Lithotripsie
Nierenstein
Zertrümmerung
mit Lichtleiter und
optischer
Erkennung mittels
Ho:YAG Laser

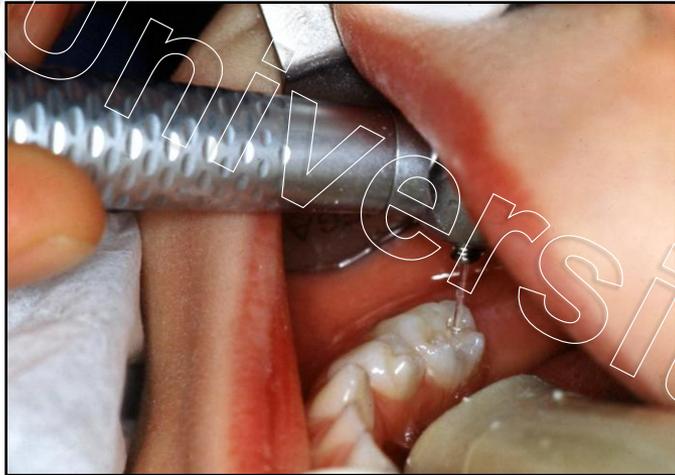


Herpesbehandlung mit dem Diodenlaser



nach 4
Tagen

nach 8
Tagen



Kavitätenpräparation

mit dem
Er,Cr:YSGG Laser





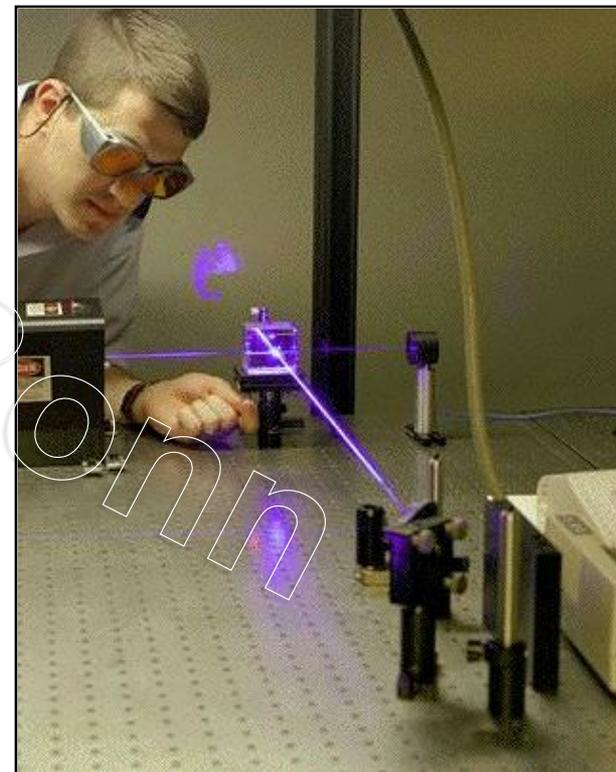
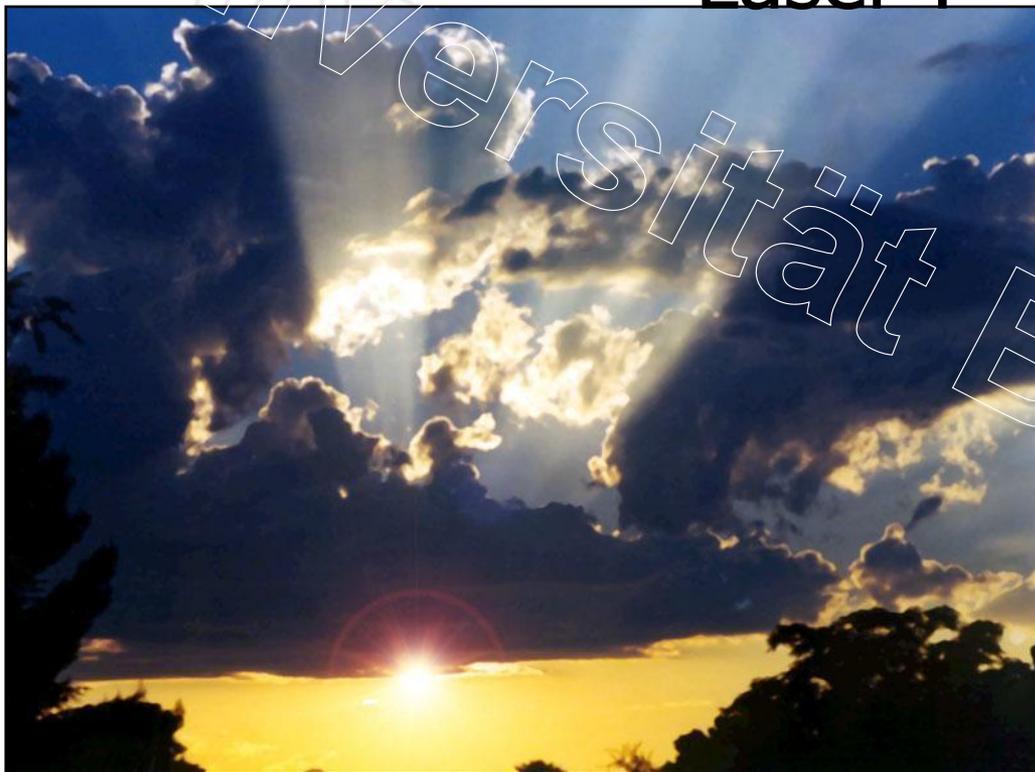
Universität Bonn

Licht & Laser



Licht & Laser

Licht gleich
Laser ?

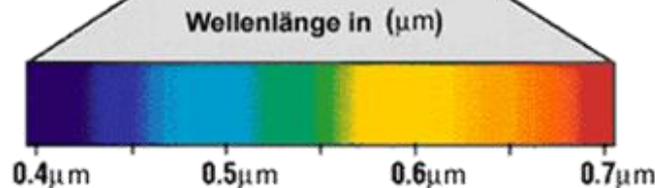
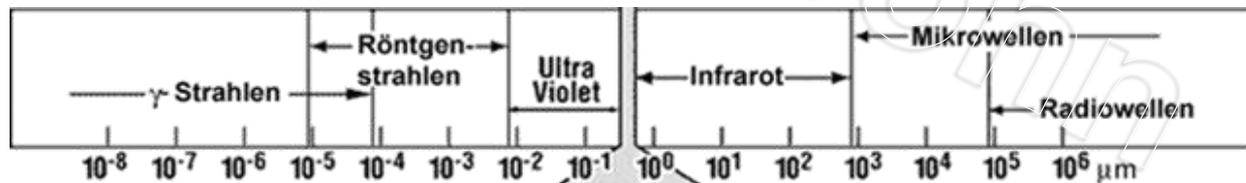




Licht & Laser

Licht gleich Strahlungsenergie

$$E_{\text{ph}} = h \cdot c_0 \cdot \frac{1}{\lambda}$$





Licht & Laser

Strahlungsquellen

thermi

sch

nicht-

thermisch

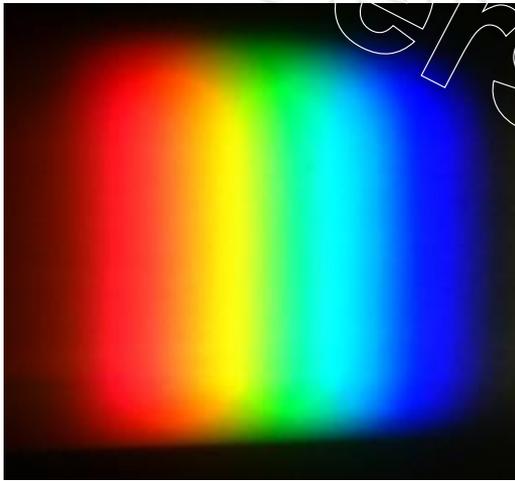
Definition:

Erwärmung eines festen oder flüssigen Körpers bzw. eines Gases unter hohem Druck, dann erscheint Lichtemission mit einem kontinuierlichen Spektrum, die Temperaturstrahlung oder auch die thermische Strahlung. Sie wird intensiver mit ansteigender Temperatur

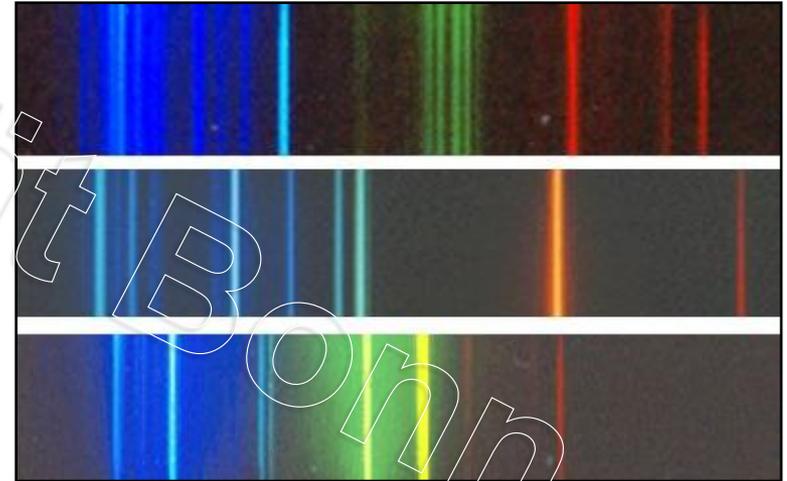


Licht & Laser

Welche Strahlungsquelle emittiert welches Licht?



|| ? ||





Licht & Laser

kontinuierliches

Spektrum
thermi

sch



Farbe



Temperatu

r

Universität Bonn

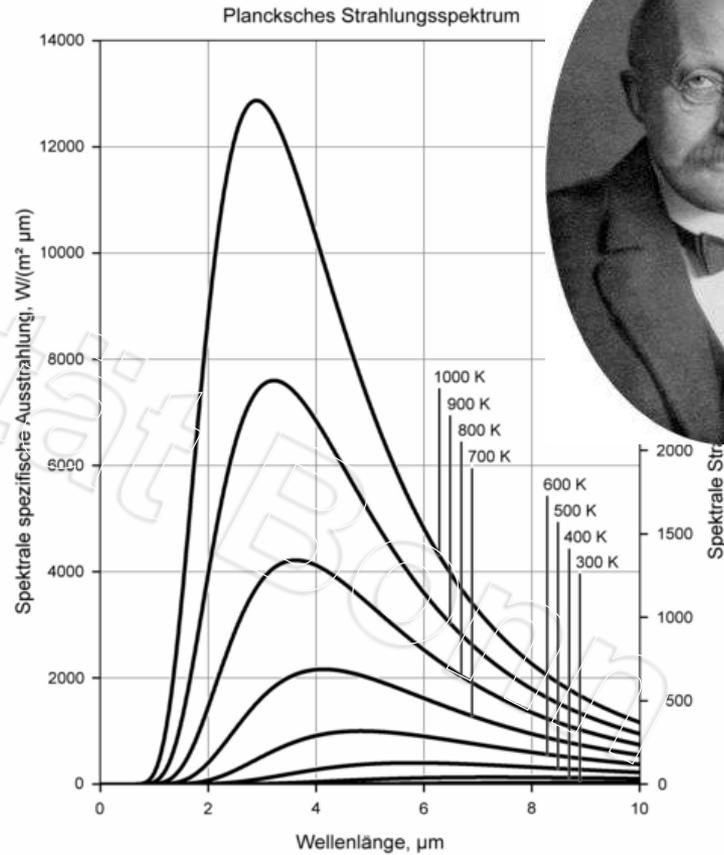


Licht & Laser

Thermische Strahlungsquellen



$$I(\lambda) = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \left[\frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda k_B T}} - 1} \right]$$





Licht & Laser

Thermische Strahlungsquellen

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



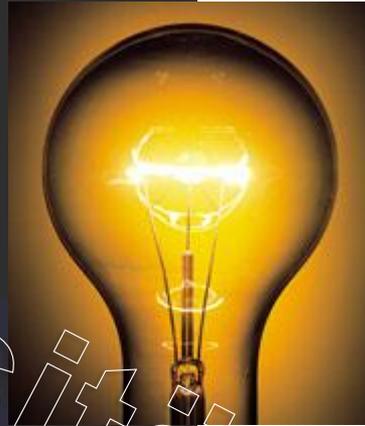
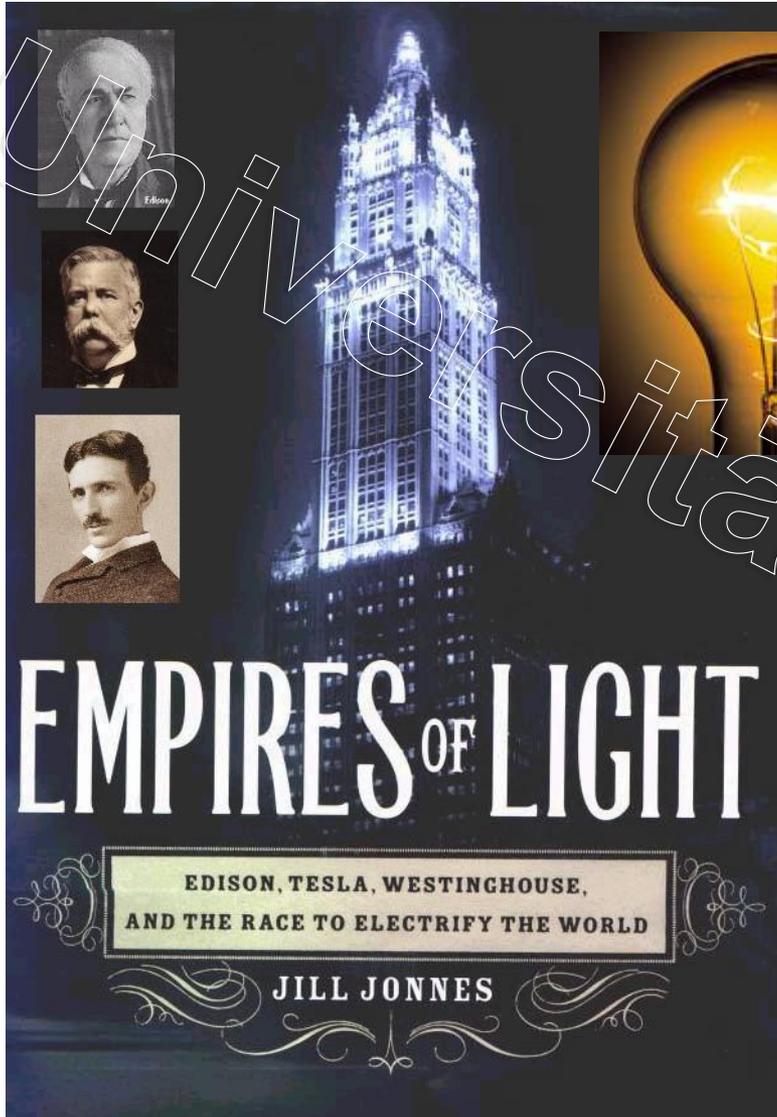
Universität Bonn



Licht & Laser

Thermische Strahlungsquellen

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



Universität Bonn



Licht & Laser

Thermische Strahlungsquellen

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"





Licht & Laser

kontinuierliches

Spektrum
thermisch

sch



Farbe



Temperatu
r

Linienpekt
rum

nicht-
thermisch

thermisch



Temperatur
über
Linienintensität



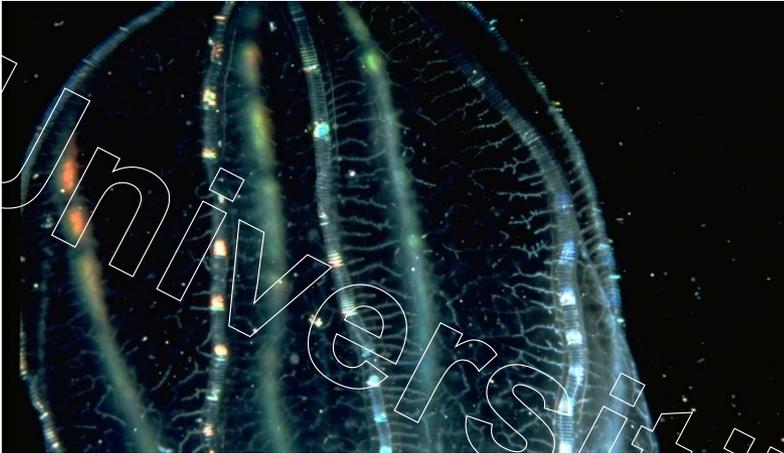
Fingerabdruc
k
der
Elemente



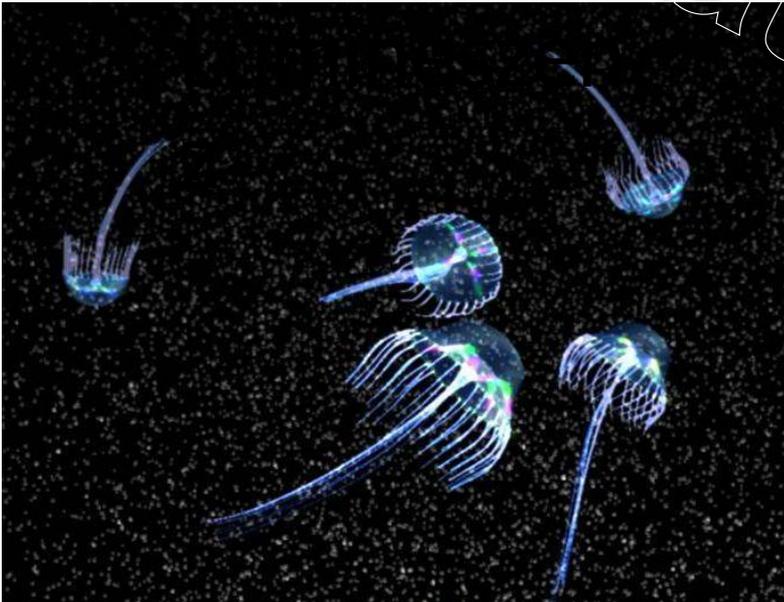
Licht & Laser

Nicht-thermische Strahlungsquellen

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



Bio-





Fluoresz





Licht & Laser

Nicht-thermische Strahlungsquellen



Fluoreszenz
von Schmelz (und
Karies (rot)



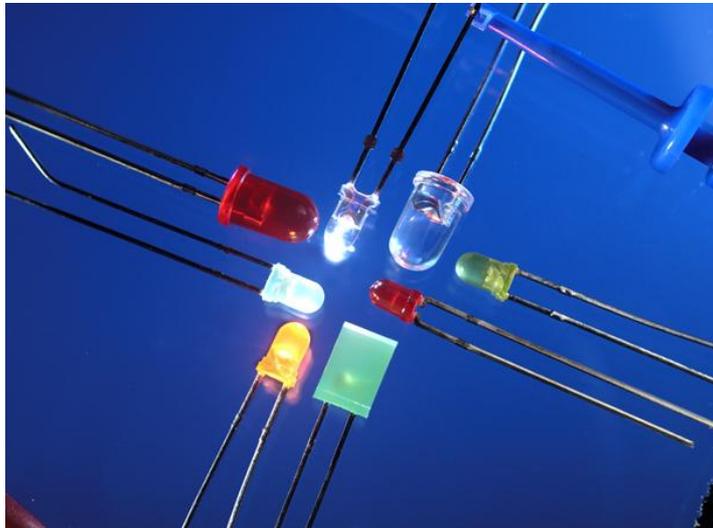
Licht & Laser

Nicht-thermische Strahlungsquellen

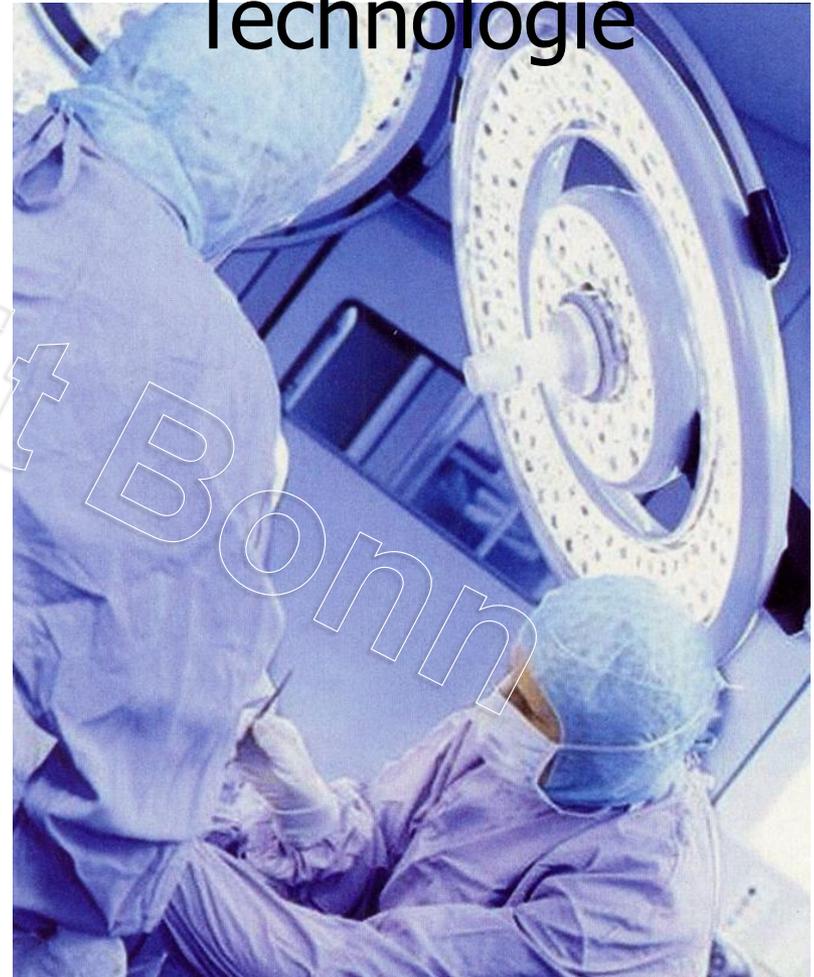
M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



Universität Bonn



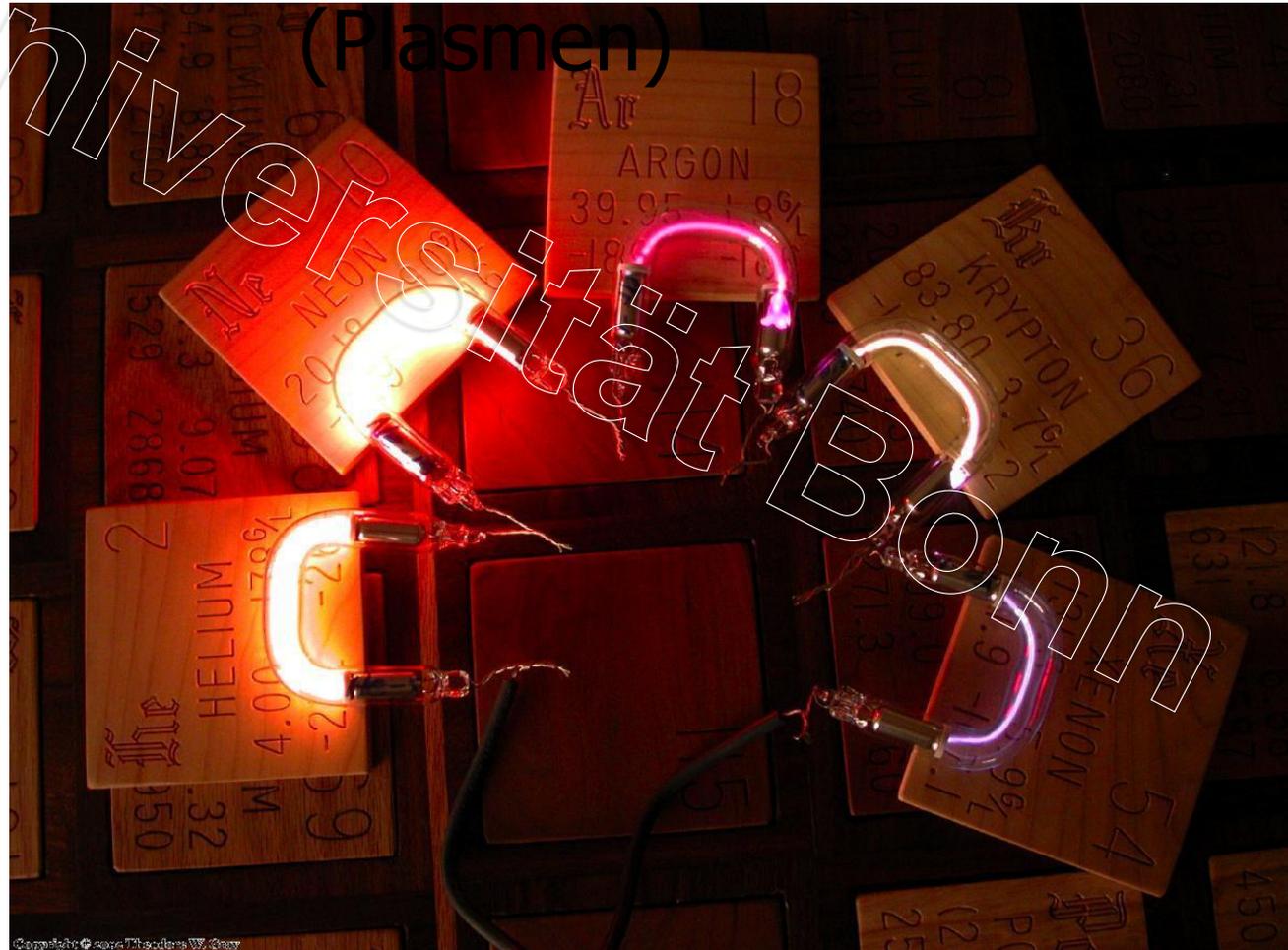
LED- Technologie





Gasentladungen

(Plasmen)





He-Ne

Gaslaser

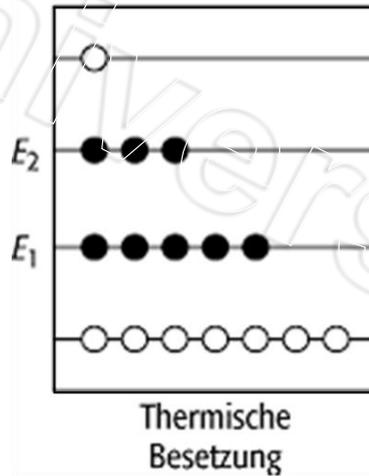


Universität Bonn

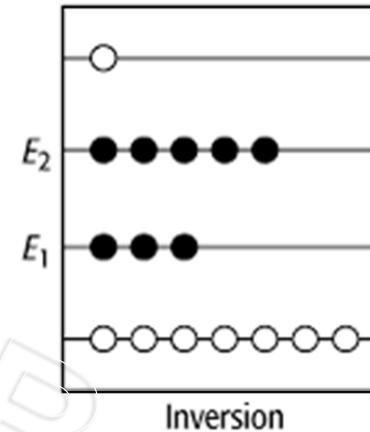


Besetzungsinversion & stimulierte Emission

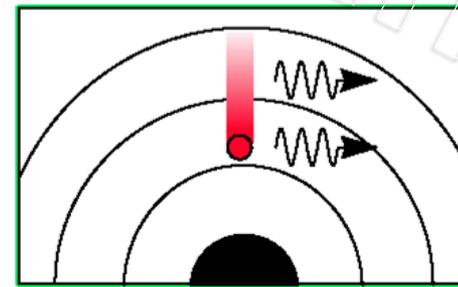
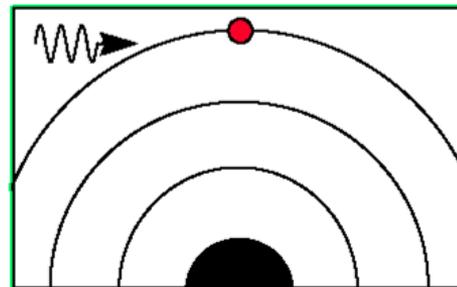
thermisches Gleichgewicht



künstliches Ungleichgewicht
(Inversion)



 Elektron
 Photon



stimuliert
e
Emission

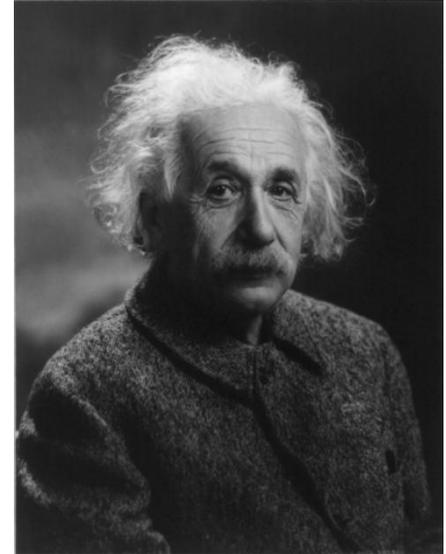


Beschreibung der stimulierten Emission

Ein in Schwingung befindlicher Planckscher Resonator strahlt nach Hertz in bekannter Weise Energie aus.....

Befindet sich ein Planckscher Resonator in einem Strahlungsfelde, ändert sich die Energie des Resonators dadurch, daß das elektromagnetische Feld der Strahlung die Wirkung der Resonatorstrahlung überträgt. Diese Arbeit kann ein Molekül vom Zustand Z_m übergehen, indem das Molekül die Strahlungsenergie ϵ_m des oszillierenden Feldes positiv oder negativ sein.

Ebenso sei ein Übergang $Z_m \rightarrow Z_n$ unter der Einwirkung der Strahlung möglich, wobei die Strahlungsenergie $\epsilon_n - \epsilon_m$ frei wird....



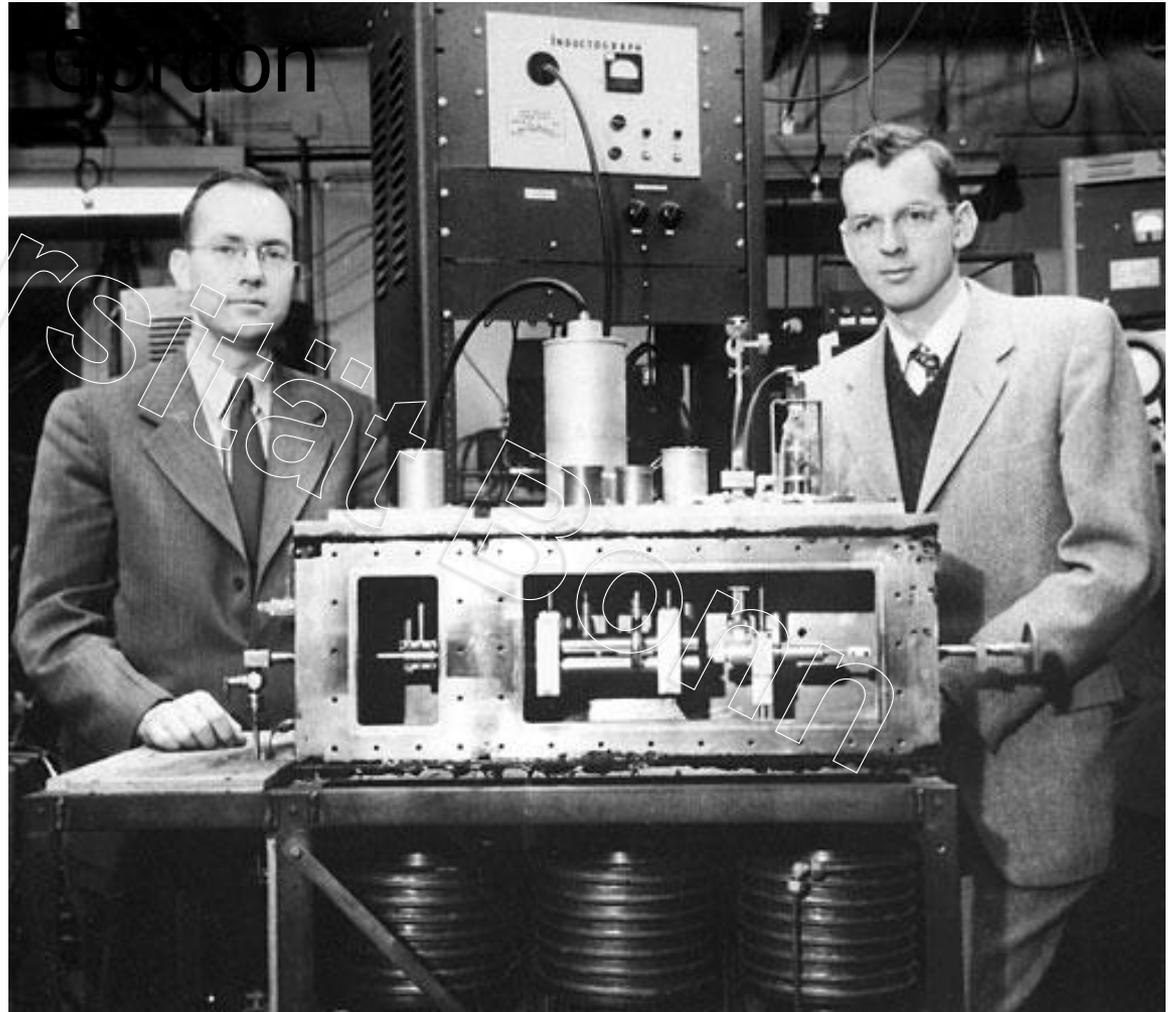
A. Einstein, "Zur Quantentheorie der Strahlung,"
Physik, Zeitschr. XVIII, 1917



Maser

C. H. Townes

J.

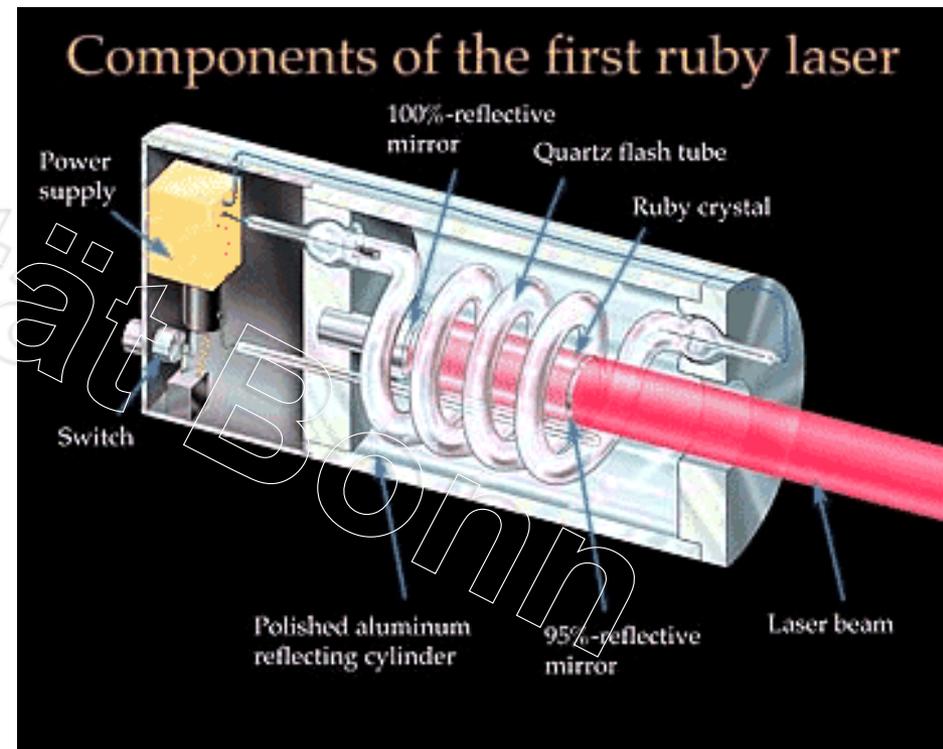


Ammoniak-
Maser mit der
Wellenlänge
von 12,7 mm
(1954)



Laser

Theodore
Maiman (1960)

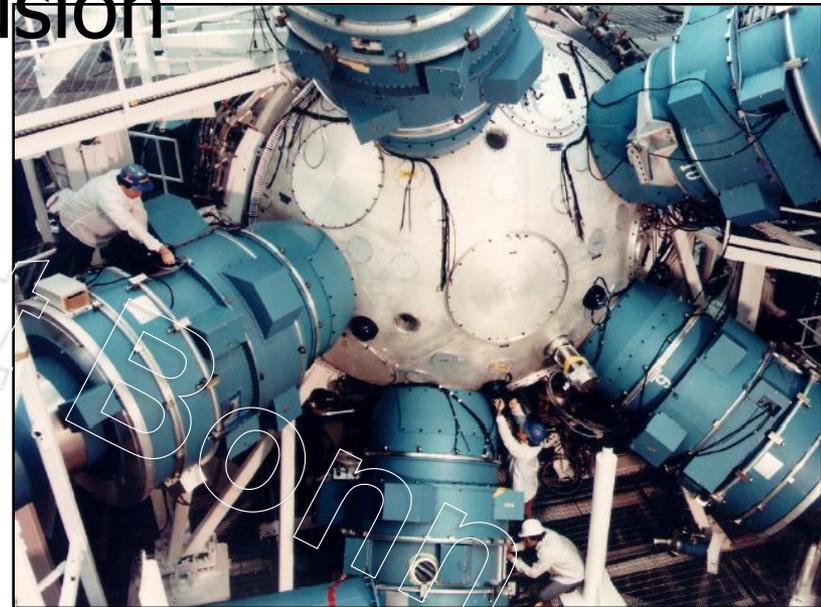


"Stimulated optical radiation in ruby,"
Nature, 1960.



Laser ?

NOVA Erzeugung von Kernfusion



Hochleistungs
Nd:Glas-Laser

$P = 15 \text{ TW}, \tau = 3 \text{ ns}$

Laser-
Fusionskammer



Laser ?

**THEL
(Tactical
high
energy
laser)**

**Deuterium-
fluoride
chemical
laser**





Laser ?



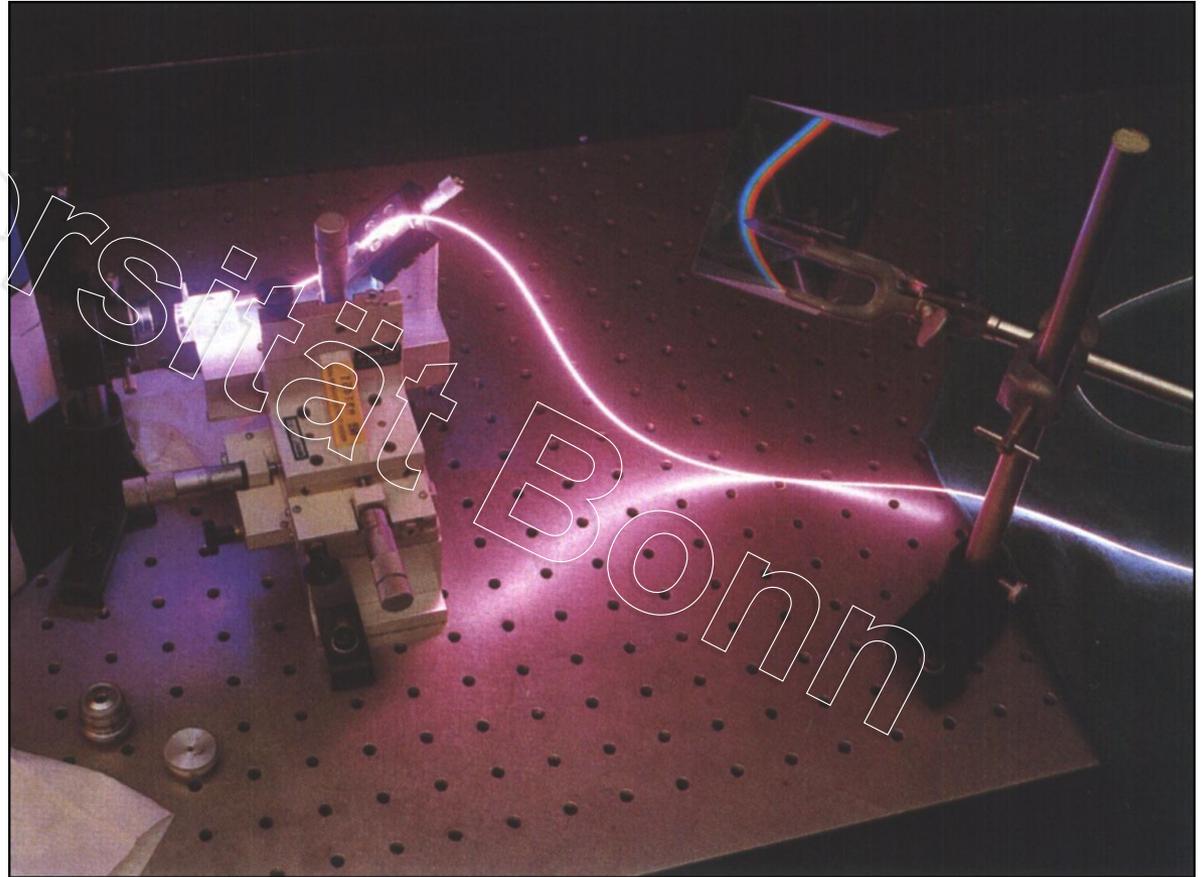
Undulator eines Freien
Elektronen Lasers (FEL)



Laser ?

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"

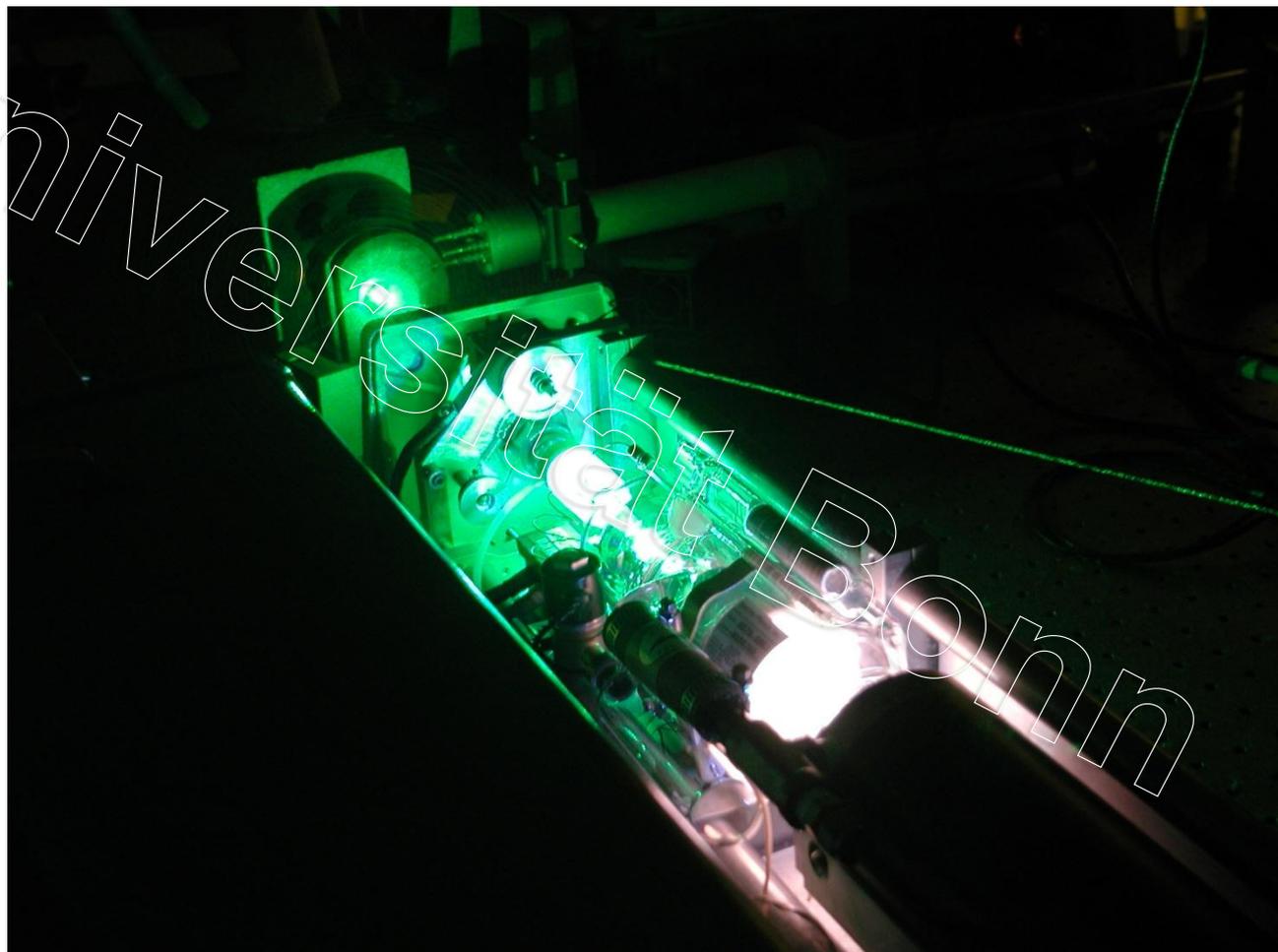
Erbium dotierter Faserlaser





Laser ?

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"

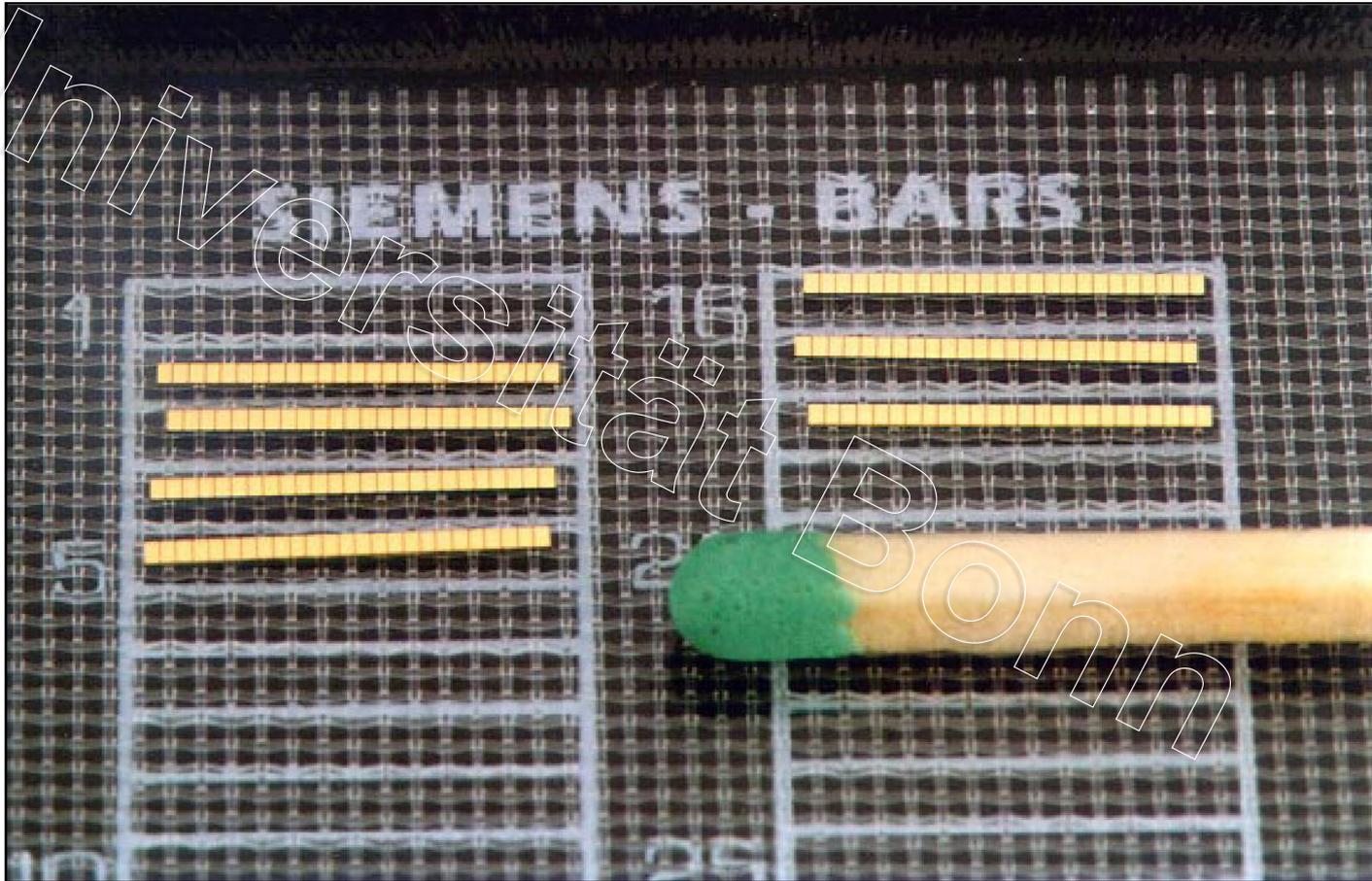


Argon-
Ionenlaser



Laser ?

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



Streifenemitter eines
Diodenlaserbarrens



Laser ?



LASER

?



Laseraufbau & Funktion

Universität Bonn



Lasergrundlagen

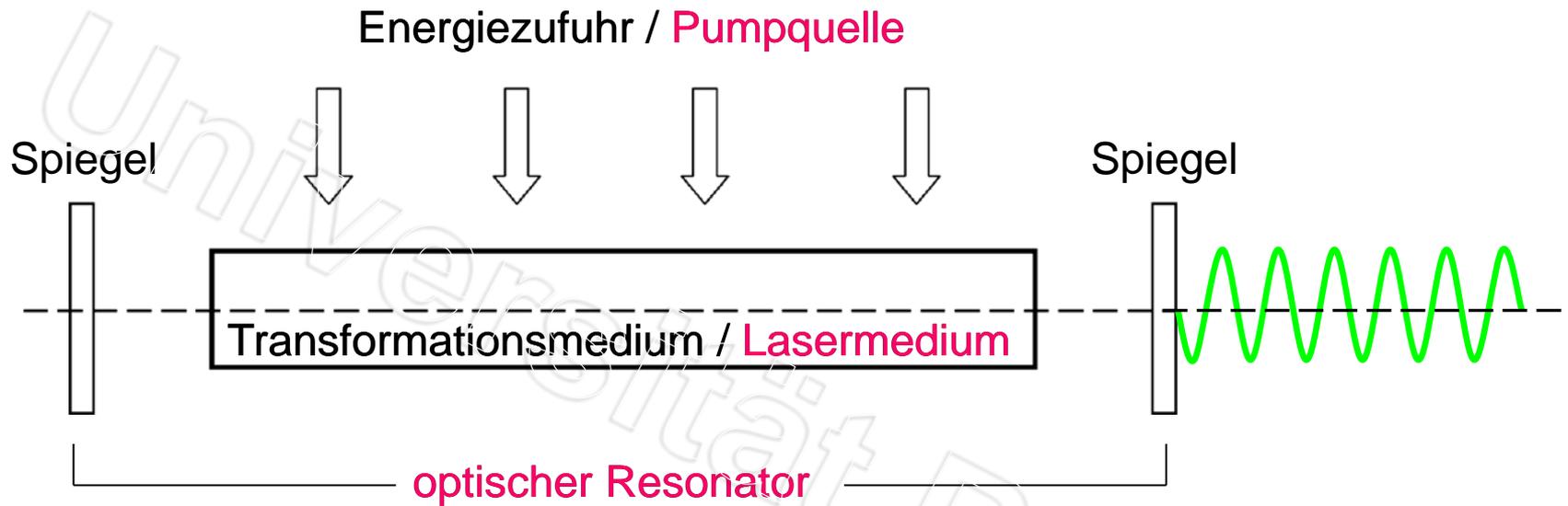
Welche Arten von Laser gibt es?

- Festkörperlaser
- Gaslaser
- Halbleiter- bzw. Diodenlaser
- Flüssigkeitslaser

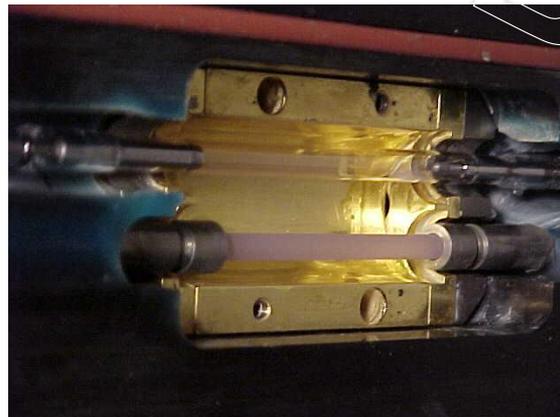


Laseraufbau

Optikforschung "LASER"



Gas



Festkörper



Flüssigkeit

M.S

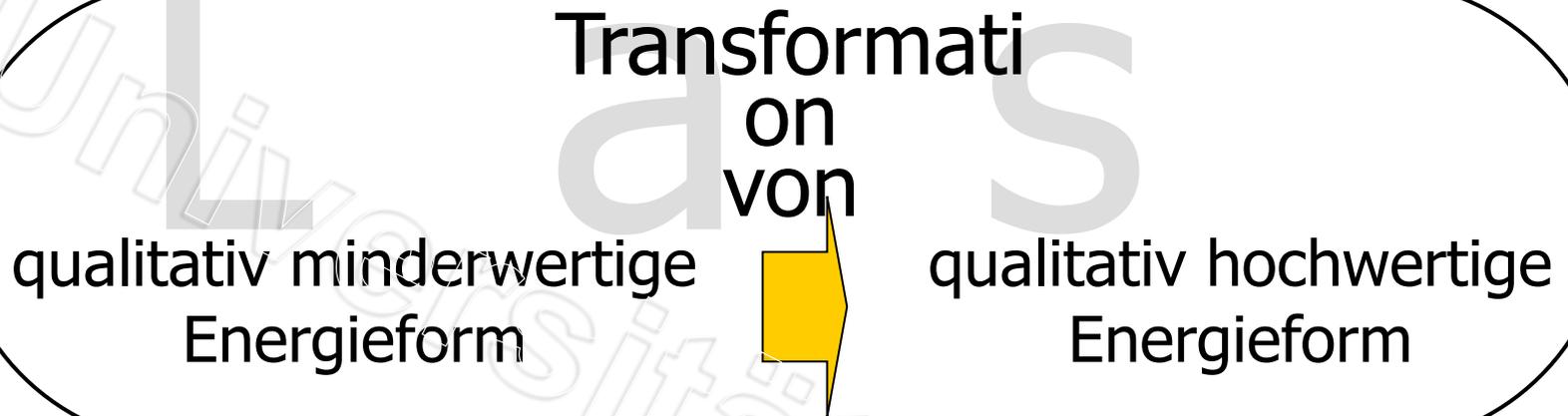


Lasereigenschaften

Universität Bonn



Was ist ein Laser ?



- Transformation erzeugt ein hohen Ordnungsgrad (Energie hoher Qualität)
- Resultiert in einer Verringerung der Entropie (Entropie: Grad der Unordnung)
- Effizienz der Erzeugung von Laserlicht ist limitiert



Lasereigenschaften

Light **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation

Lichtverstärkung
durch stimulierte
Strahlungsemission



Lasereigenschaften

Light **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation

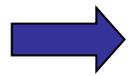
- hohe spektrale Energie- bzw. Leistungsdichte
- Monochromasie
- große zeitliche und räumliche Kohärenz



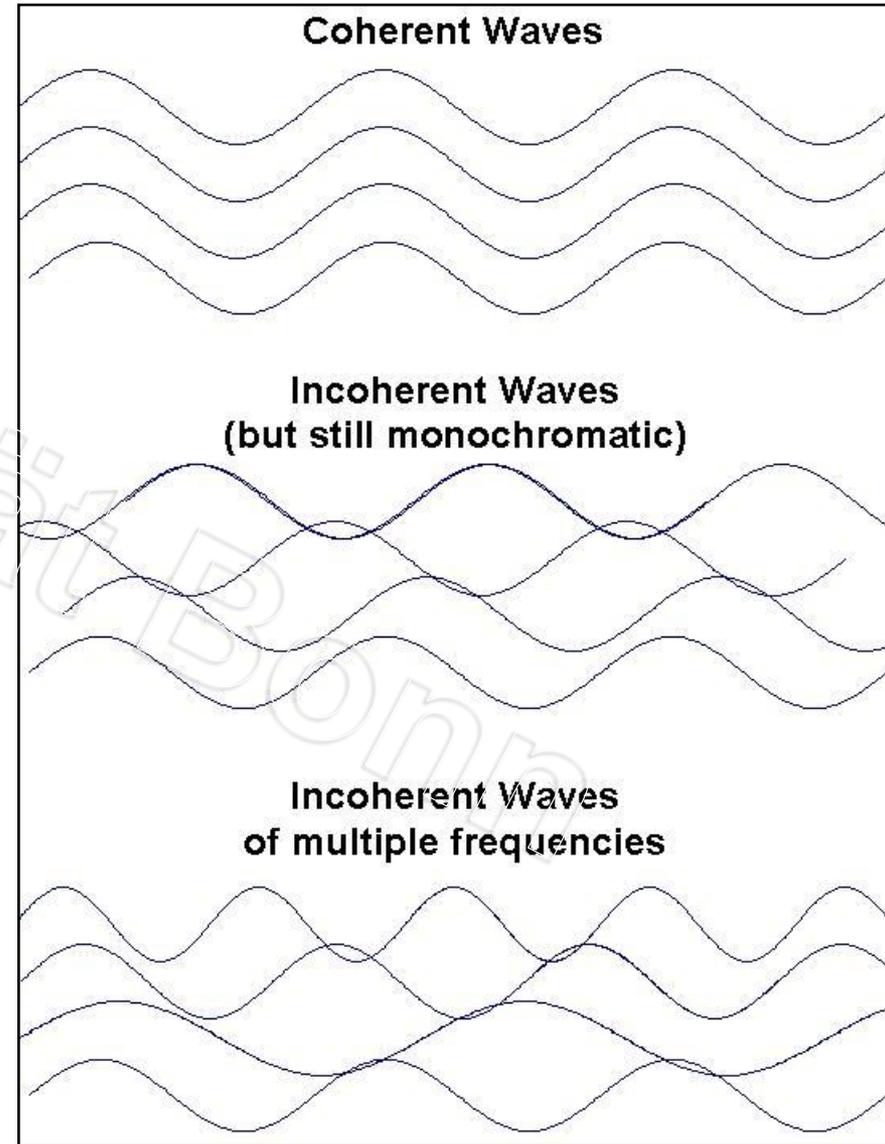
Kohärenz

Kohärenz...

...bezeichnet die konstante Phasenbeziehung einzelner Lichtwellen untereinander.
Kohärenz beschreibt einen Zustand des Lichtes



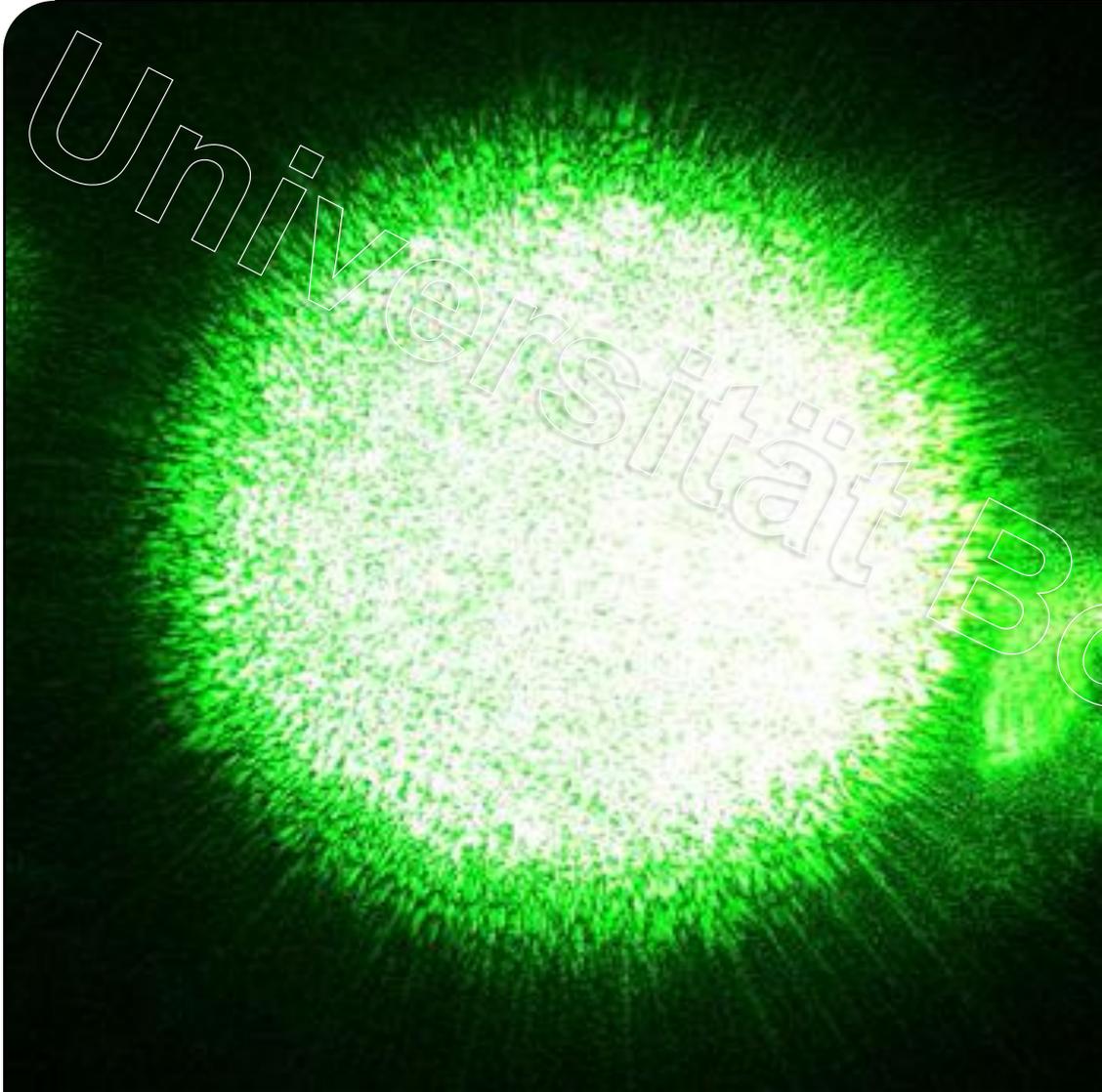
Fähigkeit zur Interferenz





Auswirkungen der Kohärenz

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



Speckle –
Muster
eines
grünen
Laserpointe
rs



Lasereigenschaften

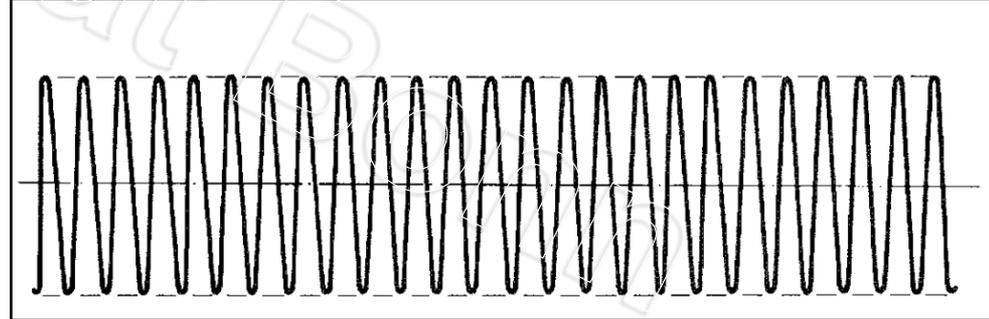
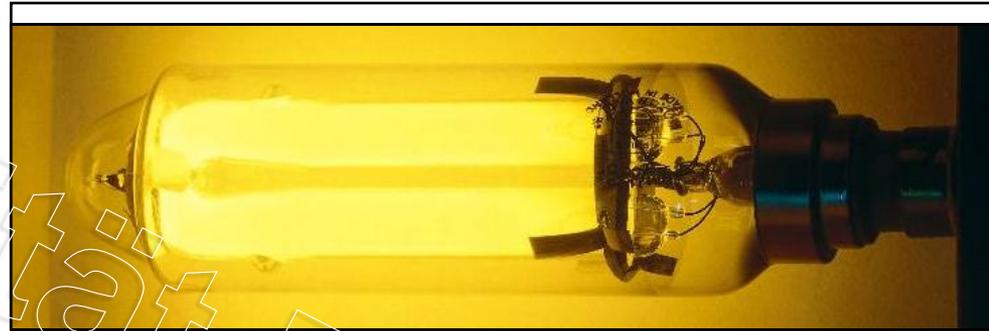
Light **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation

- hohe spektrale Energie- bzw. Leistungsdichte
- Monochromasie
- große zeitliche und räumliche Kohärenz
- vollständige Amplitudenstabilität bei sta



Amplitudenstabilität

Monochromatischer
Strahler
(z.B. Natrium-D
Lampe)
frequenzstabilisierter,
kontinuierlich
emittierender
Laser





Lasereigenschaften

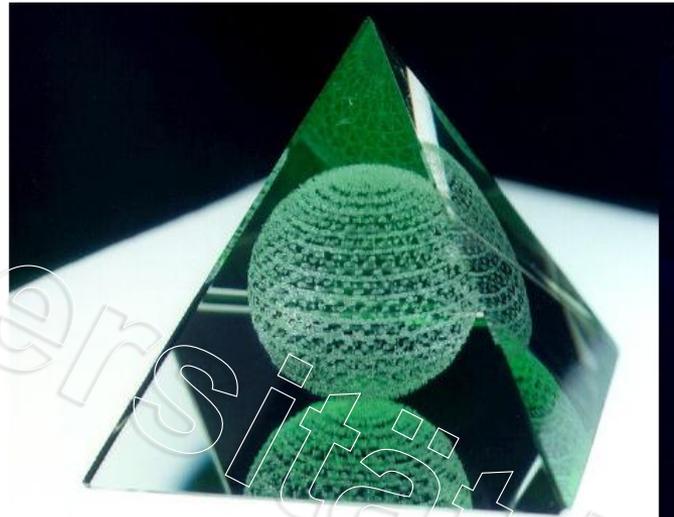
Light **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation

- hohe spektrale Energie- bzw. Leistungsdichte
- Monochromasie
- große zeitliche und räumliche Kohärenz
- vollständige Amplitudenstabilität bei stationärer Erzeugung
- Erzeugung ultrakurzer Lichtpulse in den Bereich von Nano- und Femtosekunden



Anwendungsbeispiel

Lokal begrenzte Zerstörung des Materials



Mikrorisse in Gläsern





Zusammenfassung

Unterschiede thermisches und nicht-thermisches Licht

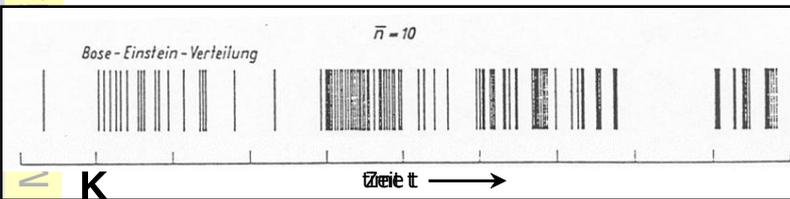
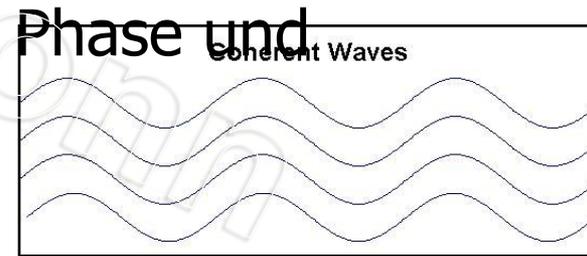
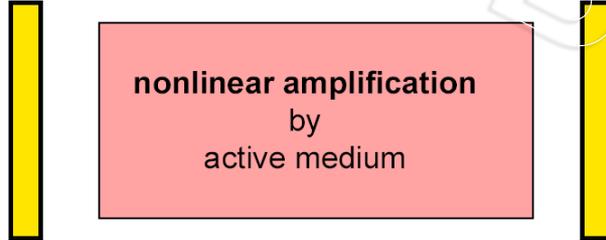
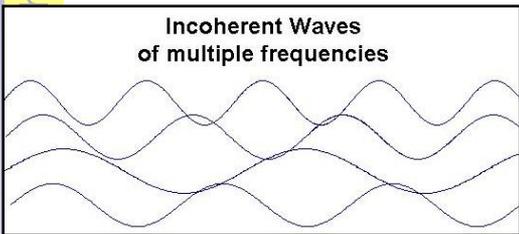
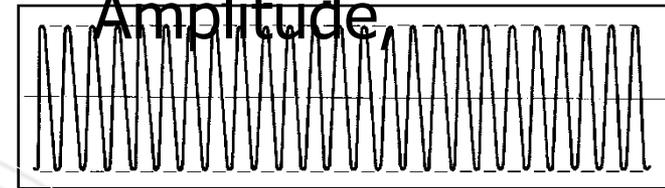
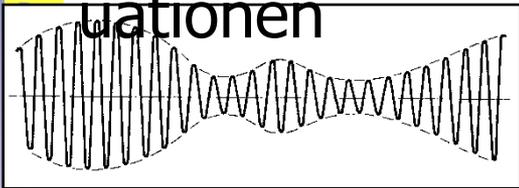
thermisches

Laser

nicht-

thermisches

Licht
Amplitudenfluktuationen



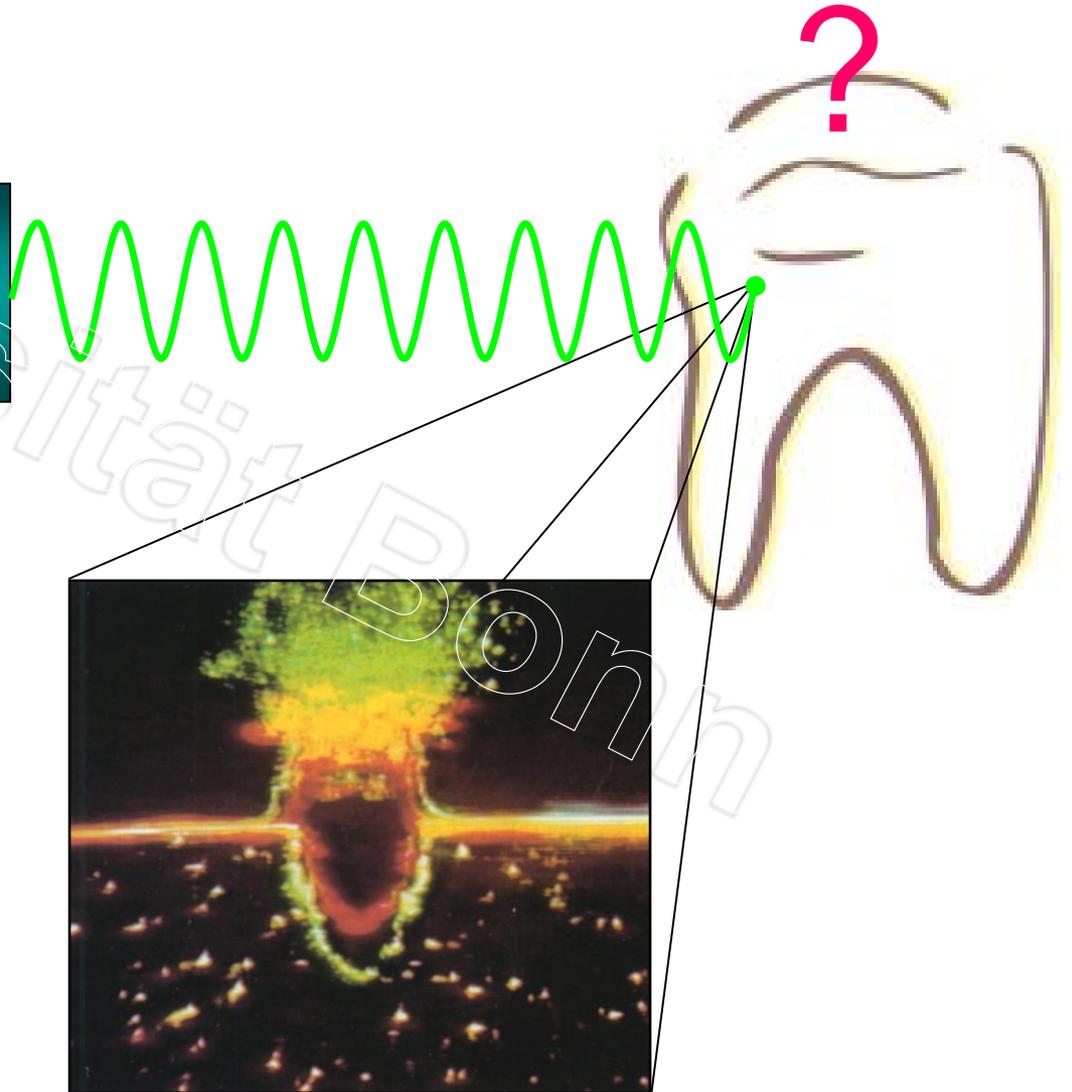


Grundlagen der **Licht-Gewebe-Wechselwirkung**

Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung

LASER

- Lasermedium
- Pumpquelle
- optischer Resonator





Physikalische Grundlagen

- optische diagnostische Verfahren und Therapien beruhen auf der Wechselwirkung der Strahlung mit der Materie
 - Streuung
 - Absorption
 - Fluoreszenz
- Beobachtung der WW-Prozesse in Reflexion oder Transmission
- WW-Prozesse hängen von Eindringtiefe
- Eindringtiefe variiert mit λ
- Auflösung fällt mit λ



Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung

Einflussgr

- Laserparameterößen
(Wellenlänge, Betriebsmodus, Energie-
bzw. Leistungsdichte)



Variation der Laserparameter

- Betriebsmodus (gepulst, CW)
- Pulsenergie (E_P) [J]
- Durchschnittsleistung (P_{avg}) [W]
- Pulswiederholfrequenz (f) [Hz, (1/s)]
- Pulsdauer (τ) [(\mu)s]
- Puls-Pausen-Verhältnis (duty-cycle, DC)
- CW Leistung (P) [W]
- Wellenlänge (λ) [(n)m]
- Energie- bzw. Leistungsdichte in Abhängigkeit vom Applikator (Durchmesser, Abstand)



Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung

Einflussgr

- Laserparameterössen
(Wellenlänge, Betriebsmodus, Energie- bzw. Leistungsdichte)
- optische Eigenschaften des Gewebes
(Streuung, Absorption, Wärmeleitfähigkeit, etc.)
- Gewebezusammensetzung
(Aufbau der Matrix, Wassergehalt, Pigmentierung, etc.)



Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung

- Laserparameter
- Optischen Eigenschaften biologischer Gewebe
 - Photothermische Wechselwirkung
 - Thermomechanische Wechselwirkung
 - Photoablation
 - Biomodulation (z.B. Wundheilung)
 - Photodynamische Wechselwirkung
 - Antimikrobielle Effekte
 - Kanzerogene Effekte



Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung

Einflussgr

- Laserparameterössen
(Wellenlänge, Betriebsmodus, Energie- bzw. Leistungsdichte)
- optische Eigenschaften des Gewebes
(Streuung, Absorption, Wärmeleitfähigkeit, etc.)
- Gewebezusammensetzung
(Aufbau der Matrix, Wassergehalt, Pigmentierung, etc.)
- Kontakt, non-Kontakt

➔ Einflussgrößen beeinflussen sich gegenseitig

Die Licht-Gewebe-Wechselwirkung

- Reflexion an der Gewebeoberfläche

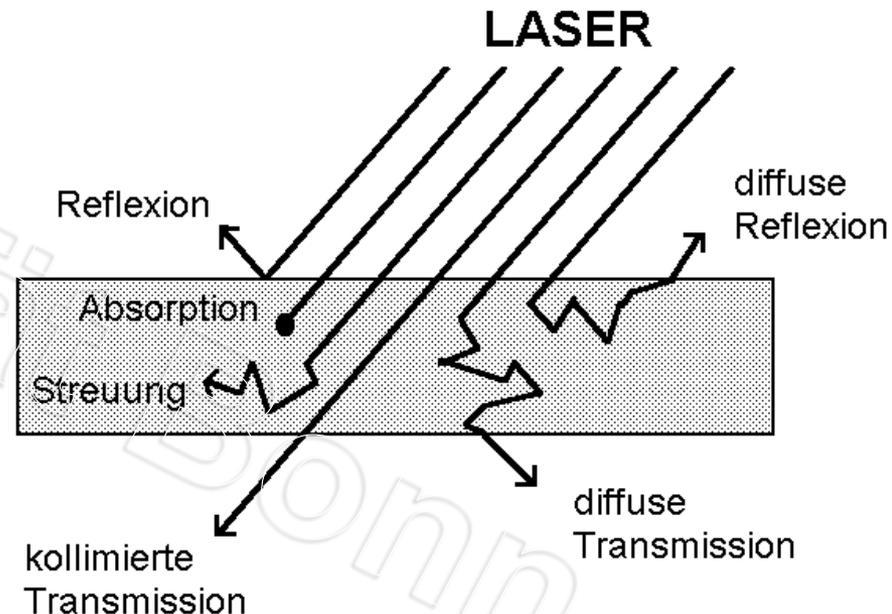
- Fresnel-Reflexion
- diffuse Reflexion

- Wechselwirkung im Gewebe

- Absorption
- Streuung

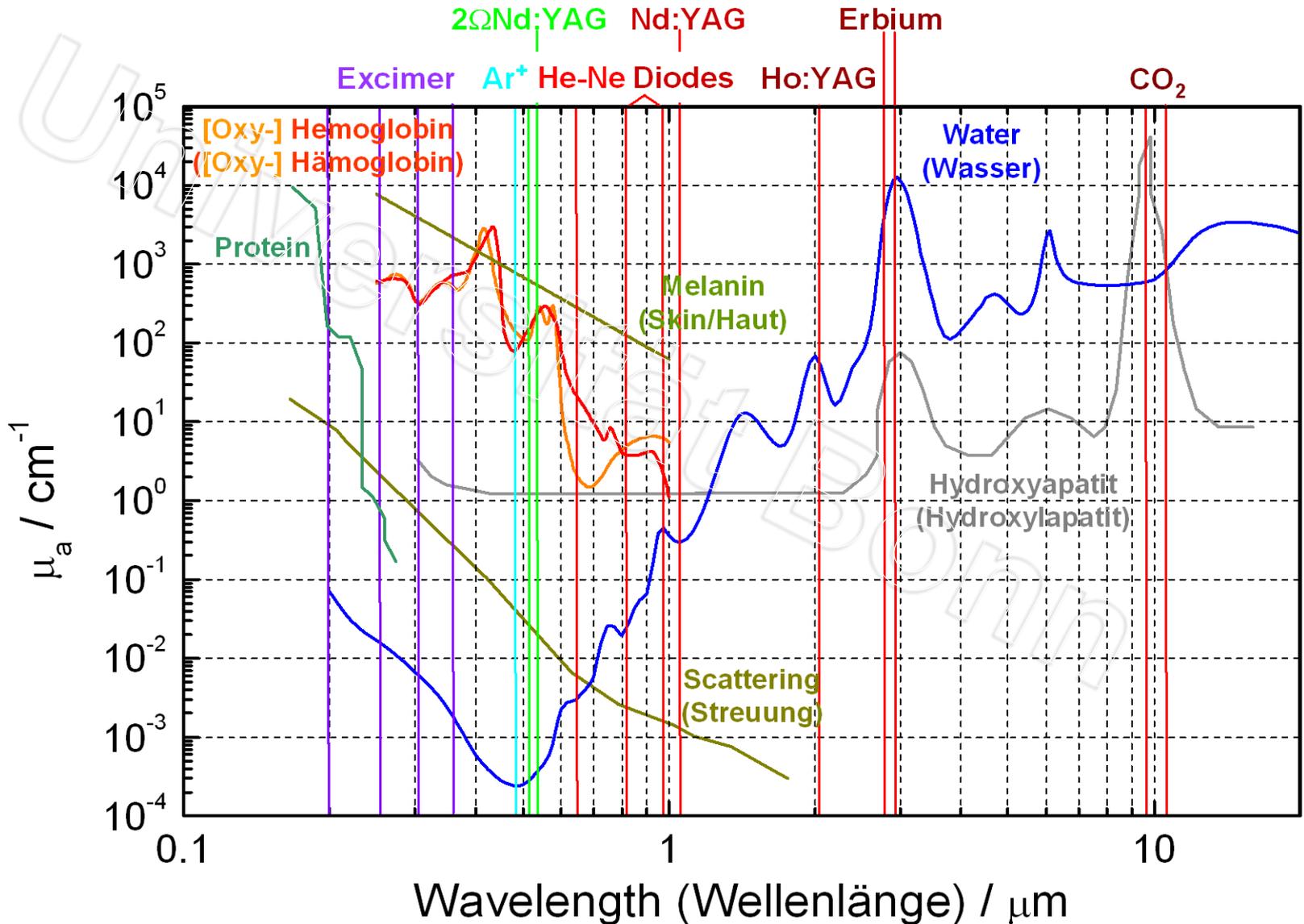
- Durchdringung des Gewebes

- kollimierte Transmission
- diffuse Transmission





Absorptionskonstanten biol. Materialien





Opt. Eindringtiefe von Strahlung im Gewebe

Definition der optischen Eindringtiefe d :
...wenn sich die Lichtintensität auf den
1/e-ten Teil der ursprünglichen Intensität
reduziert hat

Er:YAG-Laser @ 2,94 μm mit $\mu_a =$
12.694 cm^{-1} in H_2O

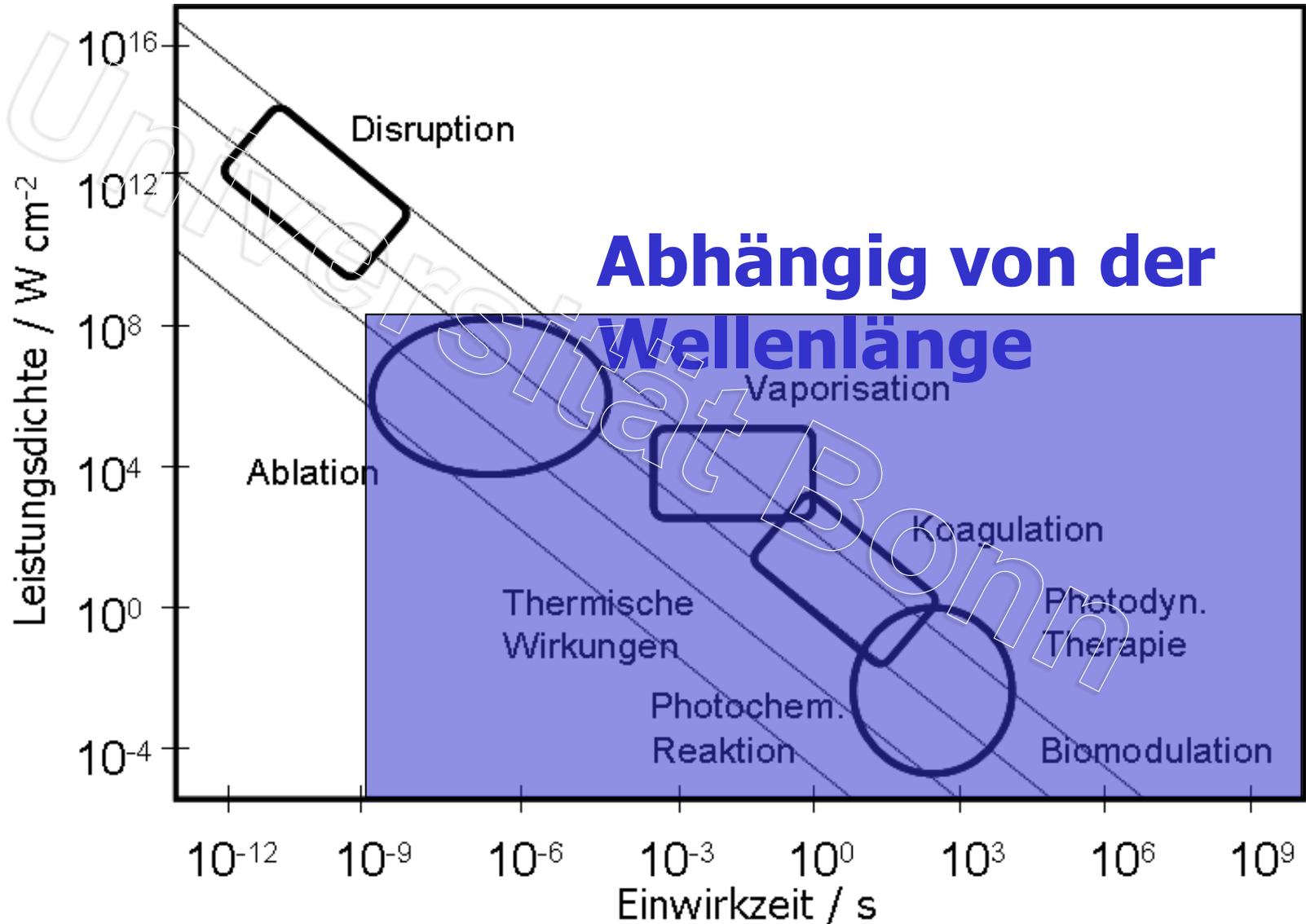
$$1/\mu_a = d =$$
$$0,8 \mu\text{m}$$

Ar^+ Ionenlaser @ 514 nm mit $\mu_a =$
3,158 $\cdot 10^{-4} \text{cm}^{-1}$ in H_2O

$$1/\mu_a = d =$$
$$31,7 \text{ m}$$



Einwirkzeit und Leistung





Einflussgrößen

Problem: 4- dimensionaler Raum

Reduzierung durch Elimination
einer Variablen
z.B. durch Selektion der
Laserwellenlänge



Lasersicherheit

Universität Bonn



Inhalt

- Eigenschaften der Laserstrahlung, Lasertypen
- Biologische Wirkung der Laserstrahlung
- Strahlungs-Grenzwerte für Auge und Haut
- Technische Regeln und normative Grundlagen
- Klassifizierung der Laser
- Laserschutzbrillen
- Literaturverzeichnis



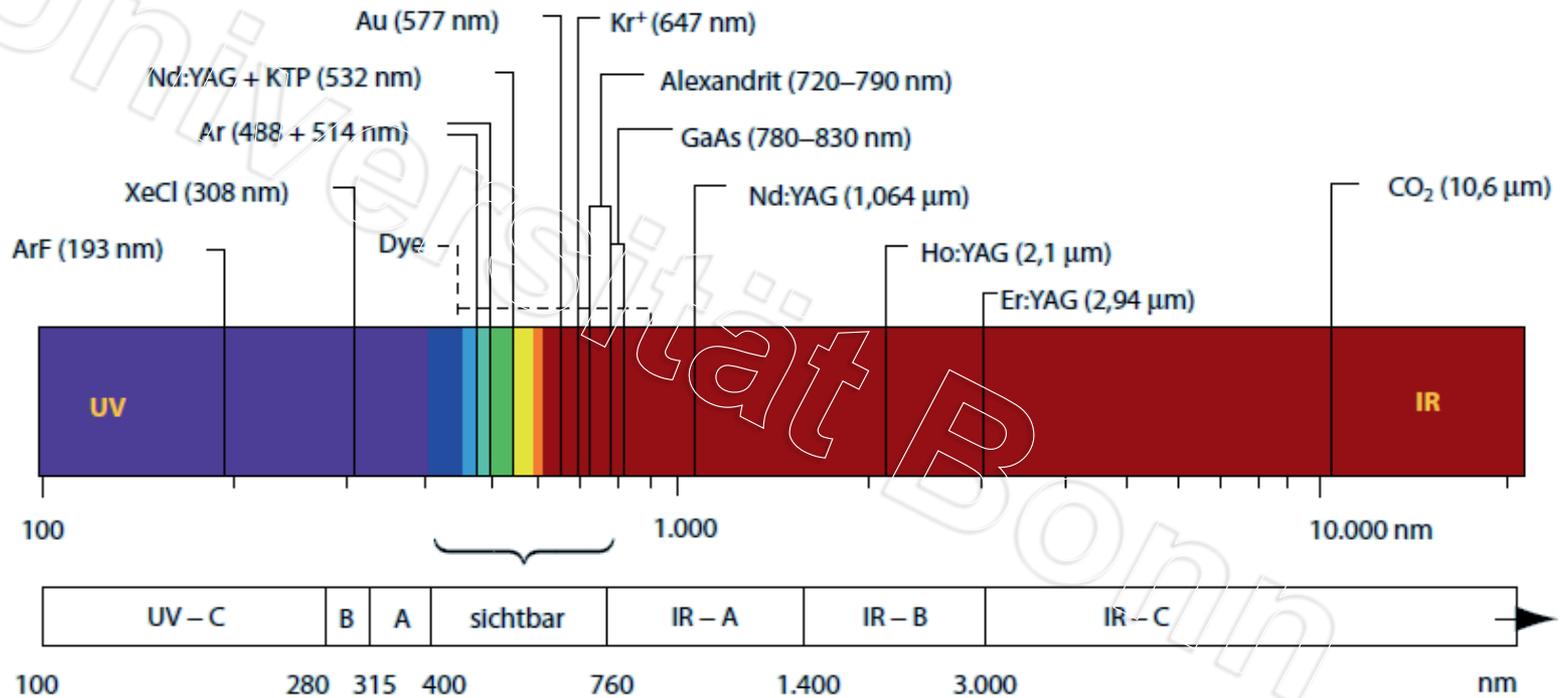
Eigenschaften der Laserstrahlung, Lasertypen

- wesentliche Eigenschaften der Laserstrahlung
- Laserunfallstatistik

Universität Bonn

Eigenschaften der Laserstrahlung, Lasertypen

- Monochromasie



- in der Medizin verwendete aktive Lasermaterialien für das elektromagnetische Spektrum der Wellenlängen 100 nm (Ultraviolett) bis 20000 nm (Infrarot)
- Laserstrahlung ist (...) jede elektromagnetische Strahlung mit Wellenlängen im Bereich zwischen 100 nm und 1 mm, die als Ergebnis kontrollierter stimulierter Emission entsteht (Zitat UVV)



Eigenschaften der Laserstrahlung, Lasertypen

- Kohärenz
- Räumliche Kohärenz: Laserlicht kann auf sehr kleine Strahldurchmesser (im Bereich von wenigen optischen Wellenlängen) fokussiert werden um damit hohe Intensitäten zu erreichen.
- Zeitliche Kohärenz: Die zeitliche Kohärenz kann ausgenutzt werden um sehr monochromatisches Licht zu erzeugen (für diagnostische Anwendungen), oder um sehr kurze Pulse zu erzeugen. Diese kurzen Pulse erlauben einerseits eine hohe Zeitauflösung (z.B. für die Diagnostik), bieten aber auch wieder die Möglichkeit, sehr hohe Intensitäten zu erreichen.



Eigenschaften der Laserstrahlung, Lasertypen

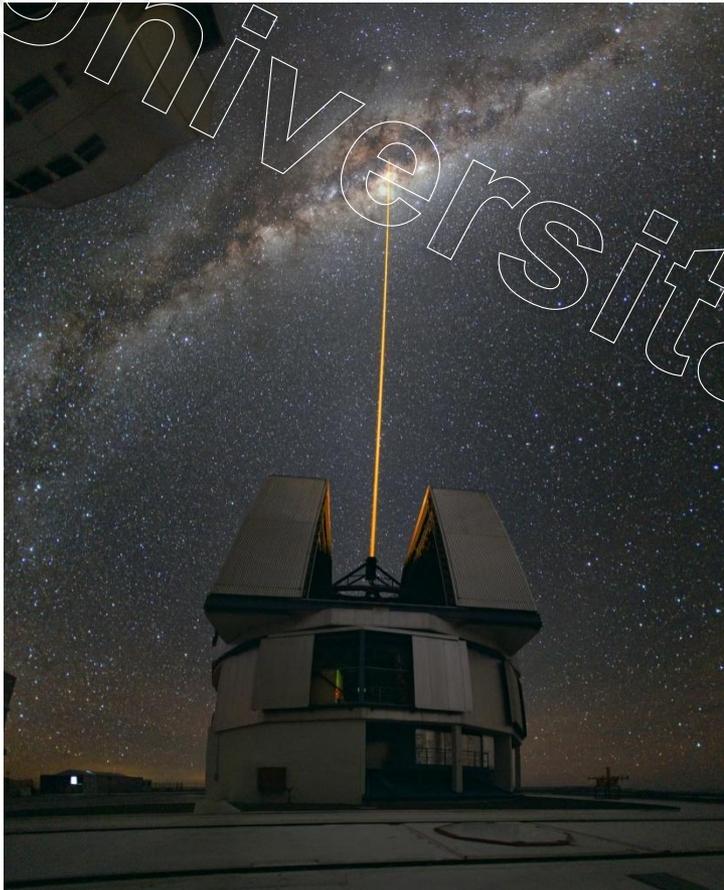
- Hohe Energie- und Leistungsdichten

Strahlungsquelle	Intensität (W/cm ²)	Kommentar (Energiedichte, Impulsdauer)
Glühbirne, 100 W	0,001	etwa 1 Meter Abstand
Sonne	0,1	mittlerer Wert im Sommer auf der Nordhalbkugel
UV-Strahlungsquellen	0,1	für Dermatologie
PDT-Lichtquellen	0,2	s.o.
IPL	1.500	15 J/cm ² , 10 ms, breitbandig
fd: Nd: YAG-Laser (KTP)	500	25 J/cm ² , 50 ms
Gepulster Farbstofflaser	12.000	6 J/cm ² , 0,5 ms
Q-switch-Rubinlaser	250.000.000	5 J/cm ² , 0,00002 ms



Eigenschaften der Laserstrahlung, Lasertypen

- Geringe Divergenz



- Paranal-Observatoriums der ESO. Eine Gruppe von Astronomen beobachtete das Zentrum der Milchstraße unter Verwendung der Vorrichtung zur Erzeugung eines künstlichen Leitsterns mit dem Yepun-Teleskop, einem der vier Unit-Teleskope des Very Large Telescope (VLT).
- Yepuns Laserstrahl durchquert den südlichen Himmel und erzeugt einen künstlichen Stern in 90 km Höhe in der Mesosphäre der Erde.
- geht als Parameter in die Leistungsdichte ein (neben Leistung, Wellenlänge und Modenstruktur)

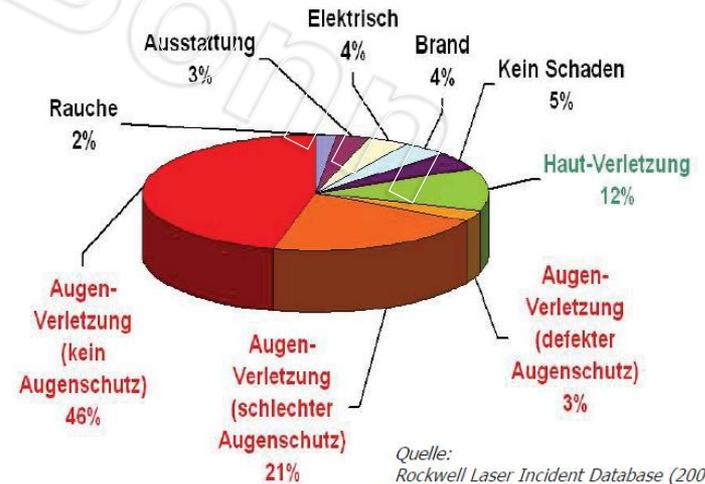
Eigenschaften der Laserstrahlung, Lasertypen

- Laser Unfallstatistik

Unfälle bei Laseranwendungen in den USA

Laser Typ	%	Betroffene	%
Nd:YAG	29,7	Techniker	21,3
Argon	20,5	Wissenschaftler	17,6
CO ₂	12,8	Patienten	12,9
Dye	9,9	Arbeiter	10,7
HeNe	7,0	Ärzte/Pfleger	9,2
Andere	20,1	Studenten	8,4
		Zuschauer	4,8
		Andere	15,1

- Statistische Daten aus der RLI Incident Database: 417 bekannte Laserunfälle weltweit, davon 25 in Deutschland



Quelle: Rockwell Laser Incident Database (2000)



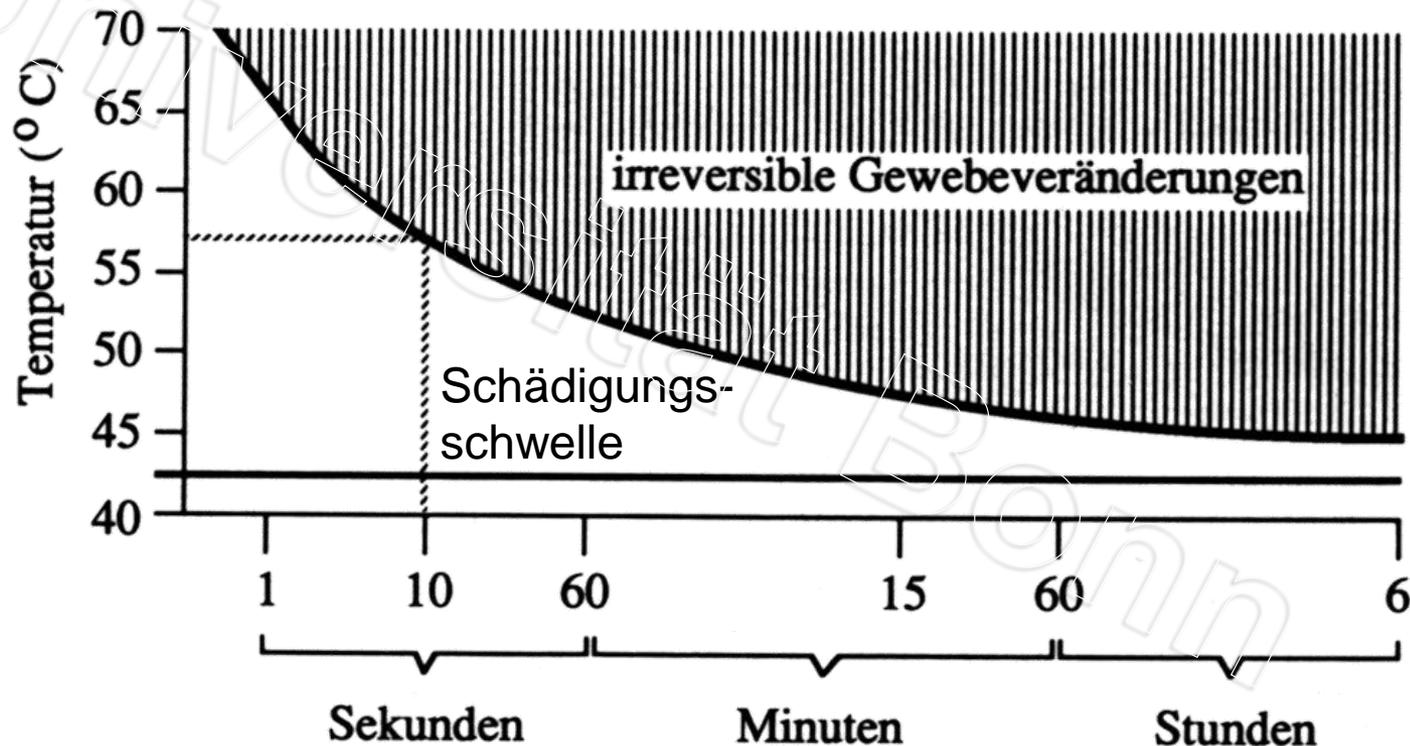
Biologische Wirkung der Laserstrahlung

- Zeitabhängigkeit
- Leistungsabhängigkeit
- spektrale Abhängigkeit
- Wirkungsmechanismen beim Auge und bei der Haut
- Strahlungsgrenzwerte



Biologische Wirkung der Laserstrahlung

- Zeitabhängigkeit



- Zeit-Temperatur-Charakteristik der Gewebeschädigung



Biologische Wirkung der Laserstrahlung

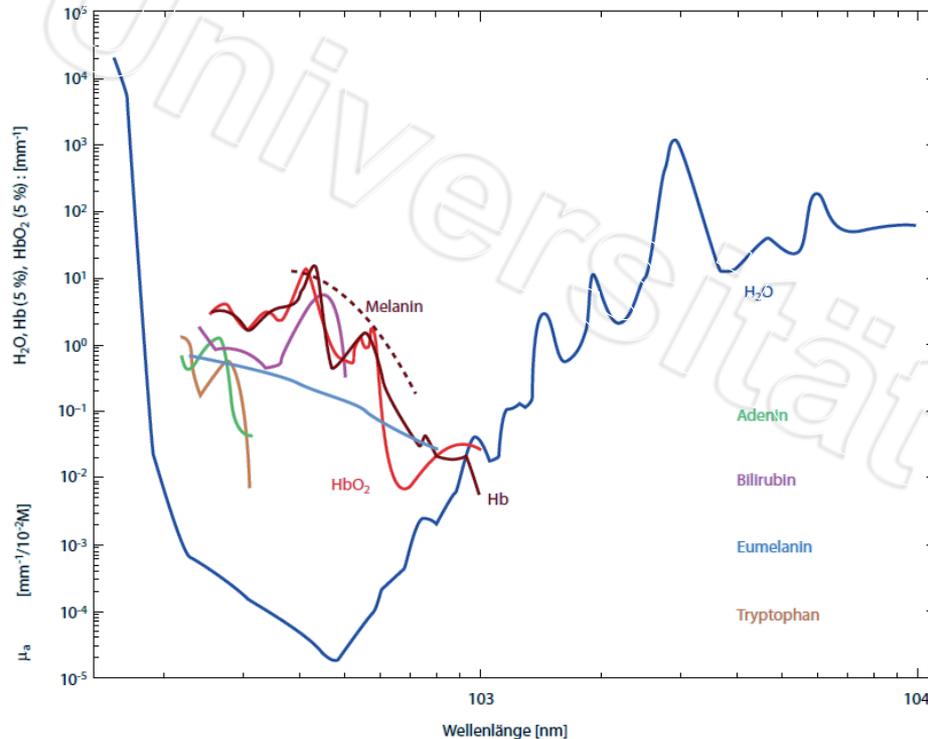
- Leistungsabhängigkeit

Erwärmungsgrad	Gewebeschädigung
42–45 C	Beginn der Hyperthermie, Konformationsänderungen, Schrumpfen der Kollagene
50 C	Reduktion der enzymatischen Aktivität
60 C	Denaturation von Proteinen, Koagulation der Kollagene, Membranpermeabilisierung
100 C	Gewebeaustrocknung und Vakuolenbildung
>100 C	Beginn der Vaporisation und Karbonisierung des Gewebes
300–1.000 C	Thermoablation des Gewebes, Photoablation and Disruption

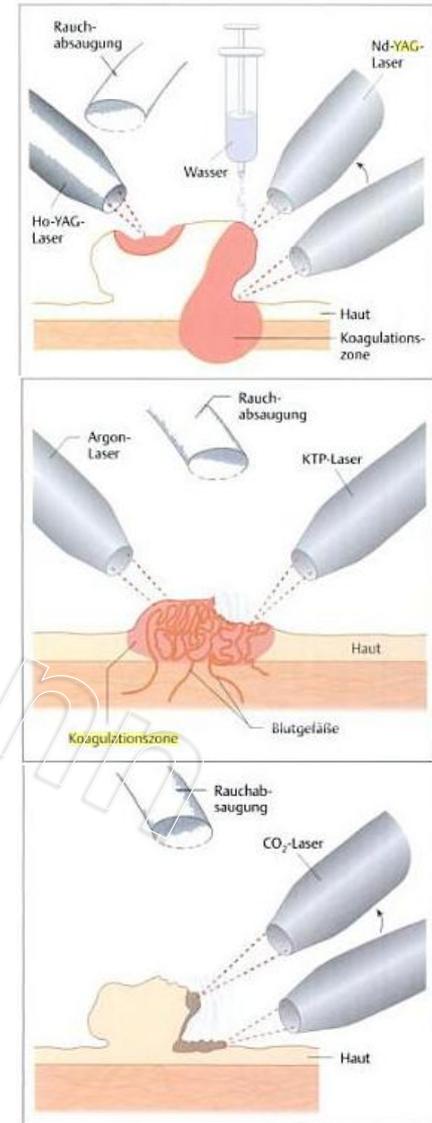
- Thermische Wirkungen in biologischem Gewebe im jeweiligen Temperaturbereich

Biologische Wirkung der Laserstrahlung

- Spektrale Abhängigkeit

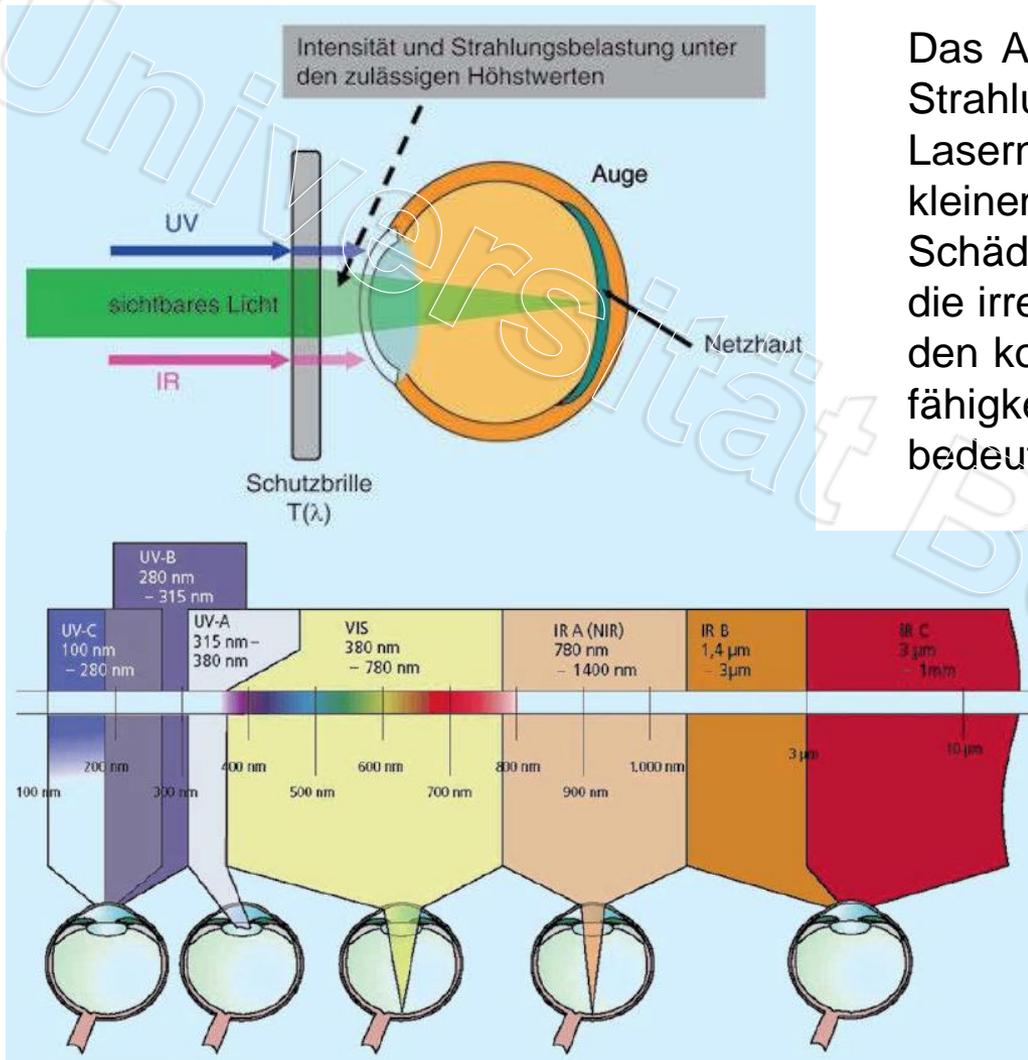


Absorptionsspektren von Chromophoren des biologischen Weichgewebes sowie von Wasser: UV- (<350 nm) und IR-Strahlung werden stark in Wasser absorbiert. Sichtbares Licht (etwa 400–700 nm) wird in Melanin und Hämoglobin absorbiert.



Biologische Wirkung der Laserstrahlung

- Wirkungsmechanismen am Auge



Das Auge und die eindringende Strahlung: Die Strahlung von Lasern oder IPL kann bereits bei kleinen Intensitäten erhebliche Schäden am Auge verursachen, die irreversibel sein können bzw. den kompletten Verlust der Sehfähigkeit des betroffenen Auges bedeuten können.

Schäden in Abhängigkeit von der Wellenlänge



Biologische Wirkung der Laserstrahlung

- Wirkmechanismen: Zusammenfassung

Wellenlängenbereich	Auge	Haut
Ultraviolett C	Photokeratitis Photokonjunktivitis	Präkanzerosen Erythem Karzinome
Ultraviolett B	Photokeratitis Photokonjunktivitis Katarakt	Verstärkte Pigmentierung (Spätpigmentierung) Erythem Präkanzerosen Karzinome
Ultraviolett A	Katarakt	Bräunung (Sofortpigmentierung) Beschleunigte Prozesse der Hautalterung Verbrennung der Haut Karzinome
Sichtbare optische Strahlung	Photochemische und photothermische Schädigung der Netzhaut	Photosensitive Reaktionen Verbrennung der Haut
Infrarot A	Katarakt Verbrennung der Netzhaut	Verbrennung der Haut
Infrarot B	Katarakt Verbrennung der Hornhaut	Verbrennung der Haut
Infrarot C	Verbrennung der Hornhaut	Verbrennung der Haut

in Abhängigkeit von der Wellenlänge



Strahlungsgrenzwerte für Auge & Haut

MZB
Maximal zulässige Bestrahlung

Haut

Auge

Einflußgrößen

- Wellenlänge
- Betriebsart
- Strahlgeometrie
- Bestrahlungsdauer

GZS
Grenzwerte zugänglicher Strahlung

Laserklassifizierung

- MZB: Grenzwert von Laserstrahlung, dem Personen unter normalen Umständen ausgesetzt werden dürfen, ohne dass schädliche Folgen eintreten
- GZS: Grenzwerte der Laserstrahlung in den einzelnen Laserklassen zur Abgrenzung der Laser-Gefahrenklassen 1-4



Technische Regeln und normative Grundlagen

- Stand der Wissenschaft: Fallberichte und wiss. Reviews
- Stand der Technik: Relevante Normen für medizinische Laser

- Stand der Wissenschaft: Fallberichte und wiss. Reviews



- Multiple Narben nach Therapie eines Naevus flammeus mit dem Argon-Ionenlaser.
- Fehlerquellen: zu hohe Energiedichte, mittlerweile falscher Lasertyp und kontraindiziert bei dieser Diagnose.



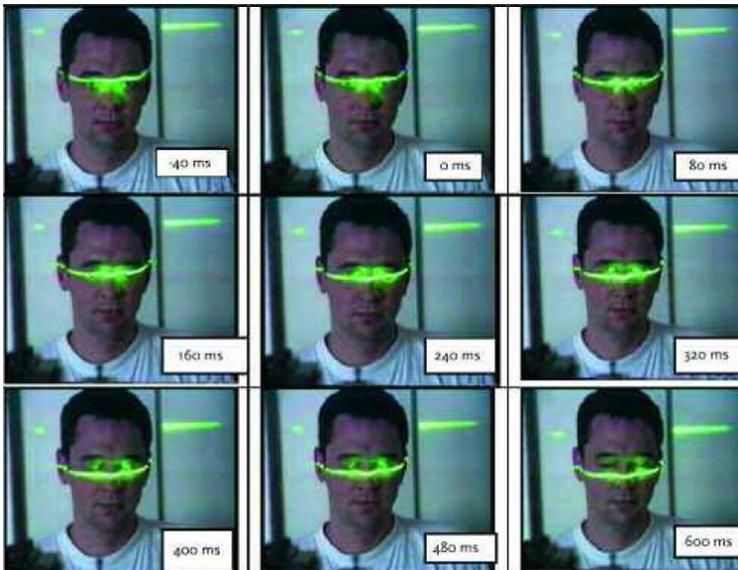
- Narben nach Skinresurfacing am Hals mit dem gepulsten CO₂-Laser.
- Fehlerquellen: falsche Lokalisation, zu hohe Energiedichte und/oder zu viele Durchgänge.

Technische Regeln und normative Grundlagen

- Stand der Wissenschaft: Fallberichte und wiss. Reviews



- Pupillenschaden nach Behandlung eines Naevus flammeus auf dem Augenlid mit dem Alexandritlaser.
- Fehlerquelle: Eindringtiefe des Alexandritlasers nicht beachtet. In diesem Bereich hätten Augenschalen aus Metall verwendet werden müssen. Gewohnheit war hier vielleicht die größte Gefahr! Man hat nur zwei Augen!



- Untersuchung zum Lidschlussreflex
- Videobildsequenz bei Untersuchung mit dem Laserscanner

Quelle: Reidenbach et al.: Überprüfung der Laserqualifizierung unter Berücksichtigung des Lidschlussreflexes, BAUA (2005)

Quelle: Raulin C. et al.: Lasertherapie der Haut (2013)



Technische Regeln und normative Grundlagen

- Stand der Technik: Relevante Normen für medizinische Laser

BGV B2 (VBG 93)

Unfallverhütungsvorschrift "Laserstrahlung"

- MZB-Grenzwerte für Haut und Augen
- Laserklassensystem
- Anforderungen an Laseranlagen über
 - Betrieb
 - bes. Anwendungen
- Ausführliche Durchführungsanweisungen
- Laserschutzbeauftragte

DIN EN 60825 1/2

Strahlungssicherheit von Lasereinrichtungen

- Laserklassensystem mit GZS-Werten
- MZB-Werte für Augen und Haut
- Benutzerrichtlinien
- Anforderungen an die Laseranlage

Regeln für

spezielle Bereiche

- DIN 56912 (1999-04) (Showlaser)
- DIN EN 60601-2-22 (Medizinische Geräte)
- LasSBBw (Militäreinsatz)



Klassifizierung der Laser

- Klassifizierung nach DIN EN 60825-1/11.01

Klasse	
1	Laser, die unter vernünftigerweise vorhersehbaren Bedingungen sicher sind
1M	Laser, die unter vernünftigerweise vorhersehbaren Bedingungen sicher sind, wenn keine optischen Instrumente (Linsen, Teleskope, etc.) verwendet werden
2	Laser mit sichtbarer Strahlung (400 nm - 700 nm) Augenschutz ist üblicherweise durch Abwendungsreaktion oder Lidschlußreflex sichergestellt
2M	Laser mit sichtbarer Strahlung Sicherheit ist durch Abwendungsreaktion oder Lidschlußreflex gewährleistet, wenn keine weiteren optischen Instrumente eingesetzt werden. Keine Beschränkung der Laserleistung (wobei der Laser die Klasse 3B nicht überschreiten darf)
3R	Laser mit zugänglicher Strahlung, die die max. zul. Bestrahlung für eine Zeitbasis von 0,25 s (sichtbare Strahlung) bzw. 100 s (unsichtbare Bestrahlung) überschreiten maximale Ausgangsleistung überschreitet nicht die GZS für Klasse 2 (sichtbar) oder Klasse 1 (unsichtbar) um mehr als den Faktor 5
3B	direkter Strahl für das Auge und in besonderen Fällen auch für die Haut gefährlich diffuses Streulicht im Allgemeinen ungefährlich
4	Ausgangsleistungen oberhalb 500 mW (cw-Betrieb) sehr gefährlich für das Auge, gefährlich für die Haut; auch bei diffus reflektierter Strahlung Brand- und Explosionsgefahr



Schutzeinrichtungen für das Auge

- Laserschutzbrillen und weitere Schutzeinrichtungen
- Klassifizierung von Laserschutzbrillen
- Laserschutzbereich
- Exkurs: Sind Laserpointer oder Lasershows gefährlich fürs Auge?

<http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/MedFak/LaserMedizin/hering/laserpointer/laserpointer.html>

<http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/MedFak/LaserMedizin/Laserschutz/Laserschow.html>

Schutzeinrichtungen für das Auge

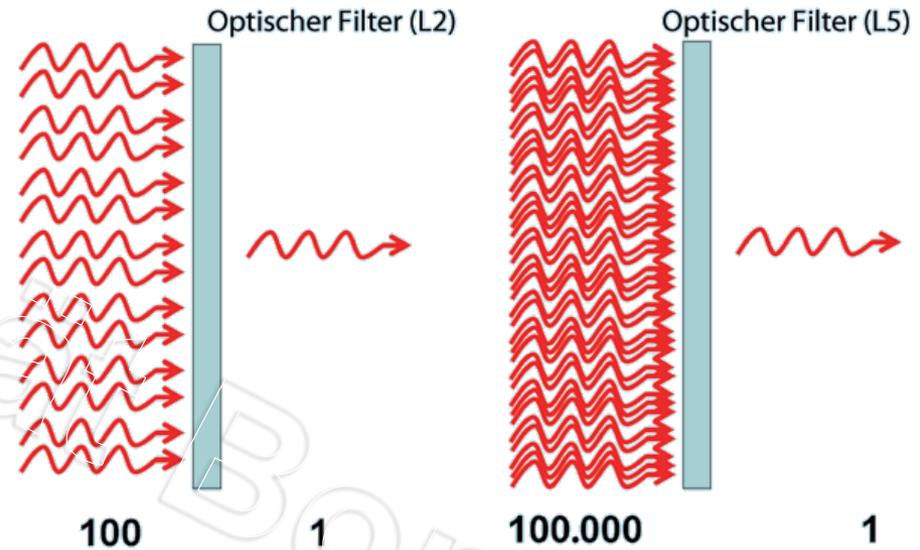
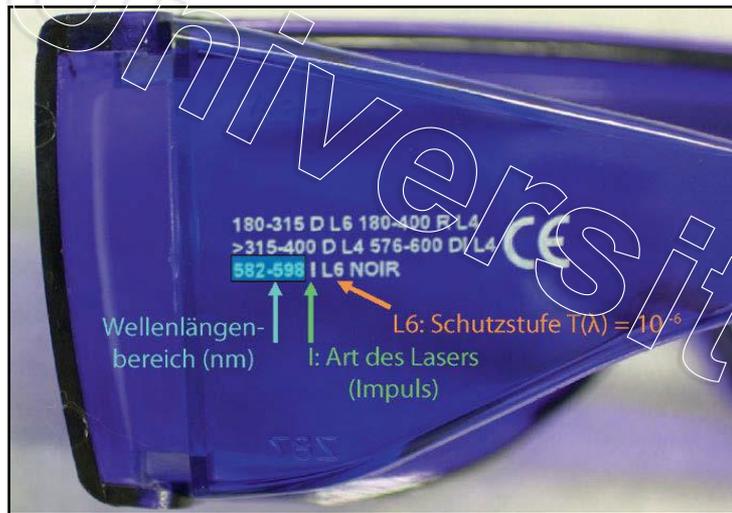
- Laserschutzbrillen und weitere Schutzeinrichtungen



- (a): Laserschutzbrille
- (b): Abdeckungen als Brille
- (c): Bulbusabdeckung

Schutzeinrichtungen für das Auge

- Klassifizierung von Laserschutzbrillen

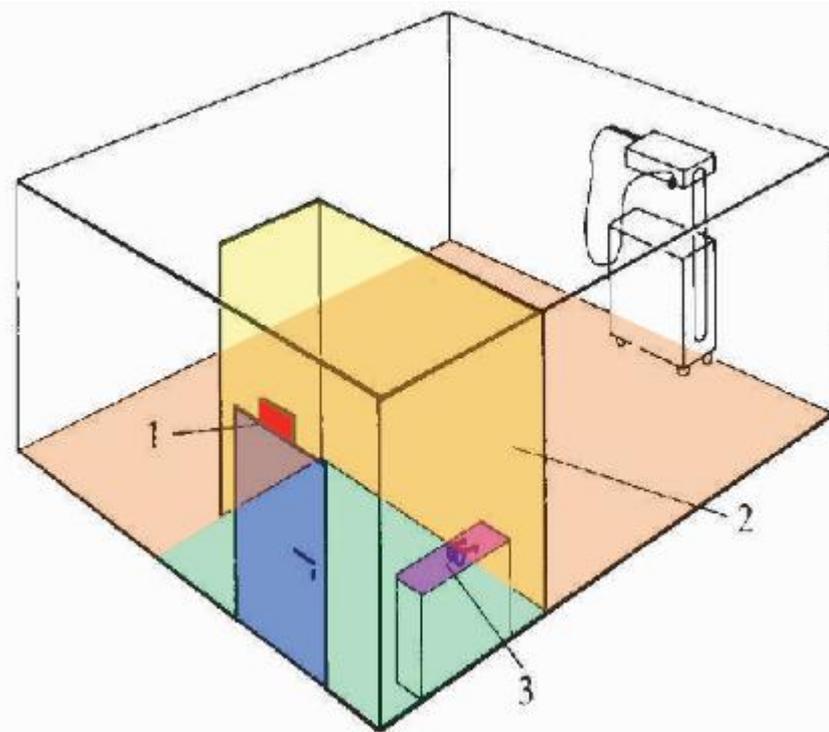


- Schutzstufen des optischen Filters in Laserschutzbrillen

- Optischer Filter in einer Schutzbrille mit den Schutzstufen LB2 und LB5

Schutzeinrichtungen für das Auge

- Laserschutzbereich



- Aufbau eines Laserschutzbereichs

- 1: Warnleuchte vor der Eingangstür
- 2: Schutzvorhang trennt Eingangsbereich vom Laserbereich
- 3: Laserschutzbrillen im Eingangsbereich



Laserstrahlung
Bestrahlung von Auge oder Haut durch direkte oder Streustrahlung vermeiden
Laser Klasse 4
Nach DIN EN 60825-1:2003-10

Unsichtbare Laserstrahlung
Bestrahlung von Auge oder Haut durch direkte oder Streustrahlung vermeiden
Laser Klasse 4
Nach DIN EN 60825-1:2003-10

$P_s = 20 \text{ W}$
 $\lambda = 457 \text{ nm} - 514 \text{ nm}$

$P_s = 100 \text{ W}$
 $P_p = \leq 5,5 \text{ kW}$
 $t = 0,1 \text{ ms} - 20 \text{ ms}$
 $F = \text{Einzelimpuls bis } 300 \text{ Hz}$
 $\lambda = 1\ 064 \text{ nm}$

- Beispiele einer Kennzeichnung eines Lasers der Klasse 4



Aufbau verschiedener Lasersysteme



Periodensystem der chemischen Elemente

Group	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	
Period																			
1	1 H																	2 He	
2	3 Li	4 Be											5 B	6 C	7 N	8 O	9 F	10 Ne	
3	11 Na	12 Mg											13 Al	14 Si	15 P	16 S	17 Cl	18 Ar	
4	19 K	20 Ca	21 Sc	22 Ti	23 V	24 Cr	25 Mn	26 Fe	27 Co	28 Ni	29 Cu	30 Zn	31 Ga	32 Ge	33 As	34 Se	35 Br	36 Kr	
5	37 Rb	38 Sr	39 Y	40 Zr	41 Nb	42 Mo	43 Tc	44 Ru	45 Rh	46 Pd	47 Ag	48 Cd	49 In	50 Sn	51 Sb	52 Te	53 I	54 Xe	
6	55 Cs	56 Ba	*	71 Lu	72 Hf	73 Ta	74 W	75 Re	76 Os	77 Ir	78 Pt	79 Au	80 Hg	81 Tl	82 Pb	83 Bi	84 Po	85 At	86 Rn
7	87 Fr	88 Ra	**	103 Lr	104 Rf	105 Db	106 Sg	107 Bh	108 Hs	109 Mt	110 Uun	111 Uuu	112 Uub	113 Uut	114 Uuq	115 Uup	116 Uuh	117 Uus	118 Uuo
*Lanthanoids	*		57 La	58 Ce	59 Pr	60 Nd	61 Pm	62 Sm	63 Eu	64 Gd	65 Tb	66 Dy	67 Ho	68 Er	69 Tm	70 Yb			
**Actinoids	**		89 Ac	90 Th	91 Pa	92 U	93 Np	94 Pu	95 Am	96 Cm	97 Bk	98 Cf	99 Es	100 Fm	101 Md	102 No			

Seltene Erden Elemente



Laser der seltenen Erden

Neodymium:YAG Laser (1064 nm)

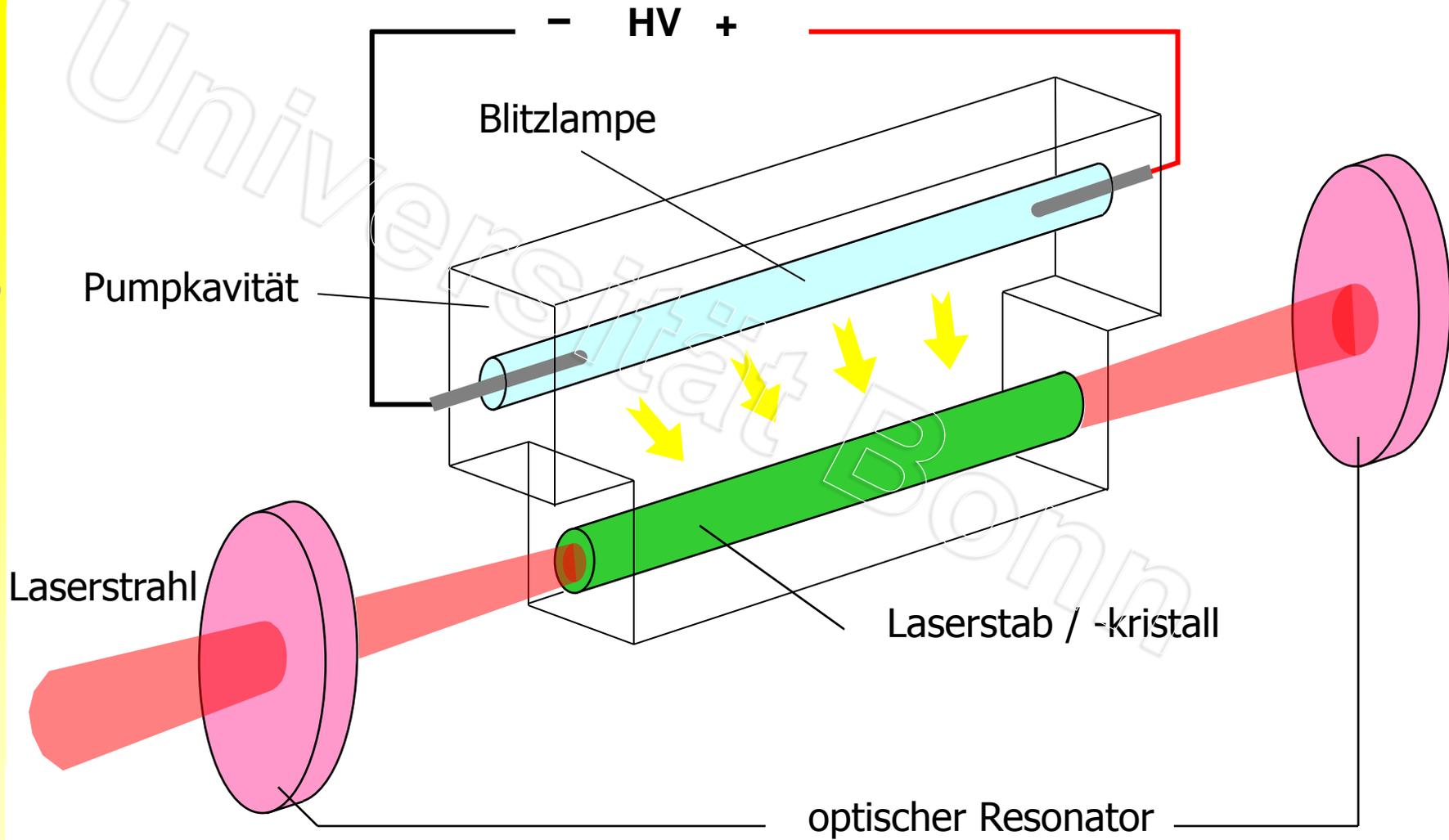
- erster mit Neodymium dotierter YAG Laser (Nd:YAG) wurde realisiert von Geusic, Marcos und Van Uitert, 1964
- chemische Zusammensetzung von Yttrium-Aluminium-Granat ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$, YAG) dotiert mit Neodymionen Nd^{3+}

Erbium:YAG Laser (2940 nm)

- erster Erbium Laser wurde entwickelt von Zharikov et al., 1975
- chemische Zusammensetzung von Yttrium-Aluminium-Granat ($\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$, YAG) dotiert mit Erbiumionen Er^{3+}



Schematischer Laseraufbau: Festkörperlaser





Laserkristalle



Rohlinge
und
ausgebo-
hrte
Laserkris-
talle



Übersicht der Kristallmatrizen (Wirtskristalle)

Kristallmatrix	Abkürzung
Yttrium Aluminium Granat	YAG
Yttrium Scandium Gallium Granat	YSGG
Yttrium Scandium Aluminium Granat	YSAG
Yttrium Gallium Granat	YGG
Yttrium Lithium Fluorid	YLF
Yttrium Orthoaluminat Perowskit	YAP
Yttrium Vanadium Oxid	YVO ₄
Gadolinium Scandium Gallium Granat	GSGG
Gadolinium Gallium Granat	GGG
Lanthanum Scandium Borat	LSB



Frequenzverdopplung

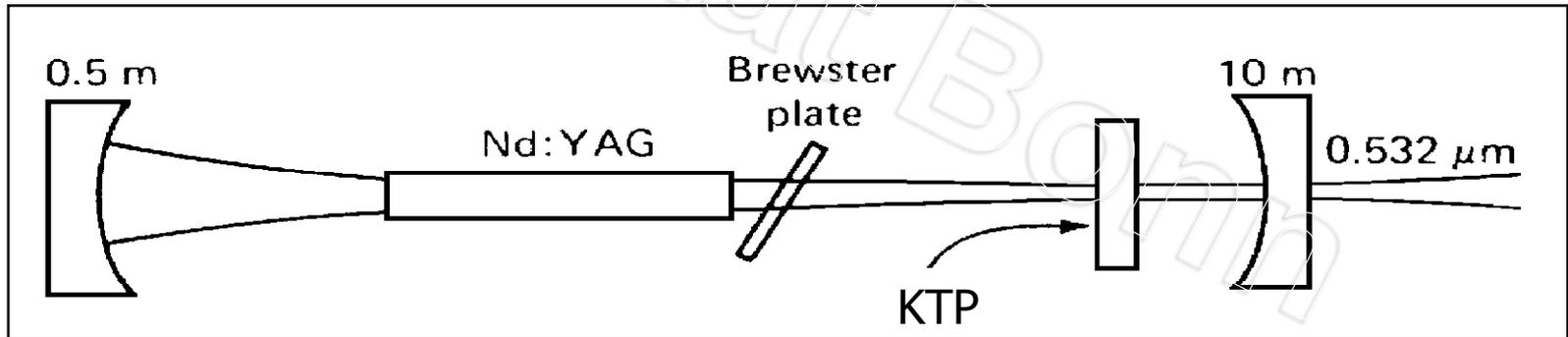
... oder die Erzeugung der zweiten Harmonischen (2ω)

- erste Experimente der Frequenzverdopplung wurden von Franken et al. 1961 mit einem Rubinlaser in Quarzglas realisiert
- Bedingung: kohärentes Licht hoher Intensität mit der Frequenz ω_0
- Ergebnis: kohärentes Licht geringerer Intensität mit einer anderen Frequenz (Wellenlänge) ω_1

 $\omega_1 > \omega_0$

Schematischer Laseraufbau

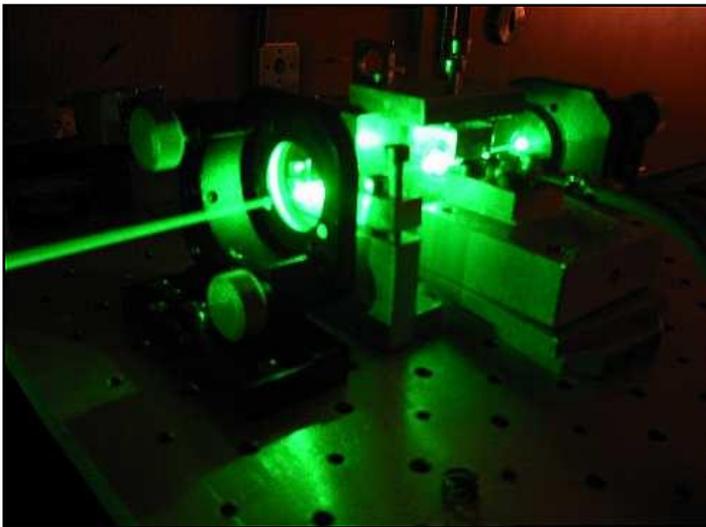
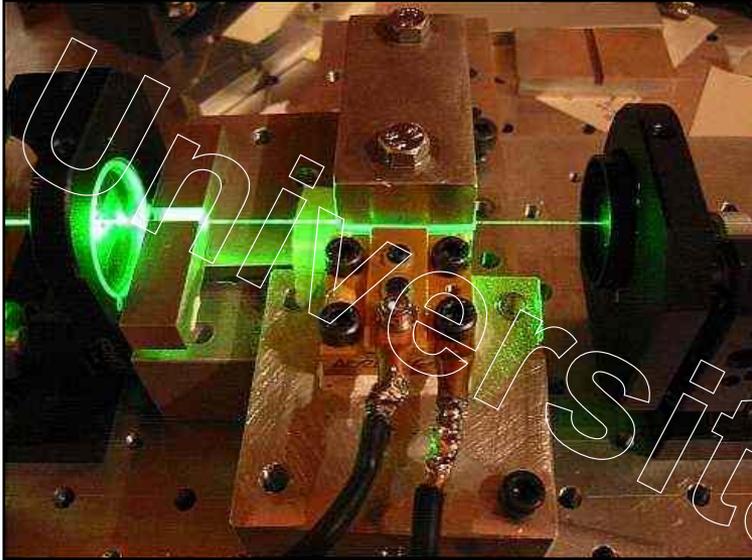
... einer "intracavity" Frequenzverdopplung
im Nd:YAG laser





2ω Neodymium:YAG Laser

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



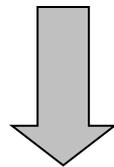
Nd:YAG "side-pumped"
KTP Kristall

Bedingung zur Erzeugung ultra-kurzer Pulse

Heisenberg Uncertainty Principle:

$$\Delta t \Delta E \geq h/(2\pi)$$

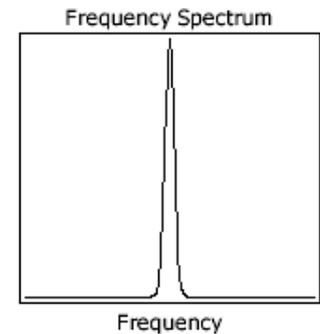
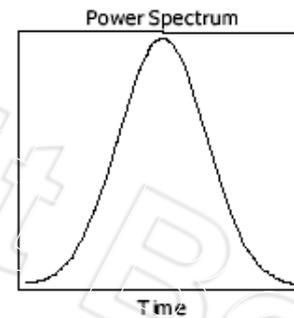
$$\Leftrightarrow \Delta t \Delta \nu \geq 1/(2\pi)$$



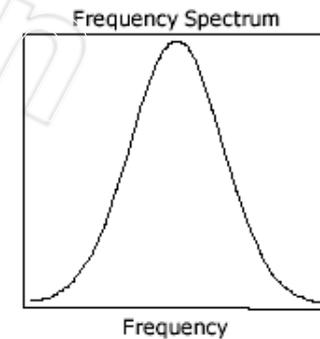
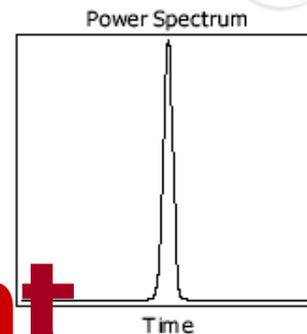
Buntes Licht

Spectral Bandwidth - Heisenberg Limit

Short Pulse



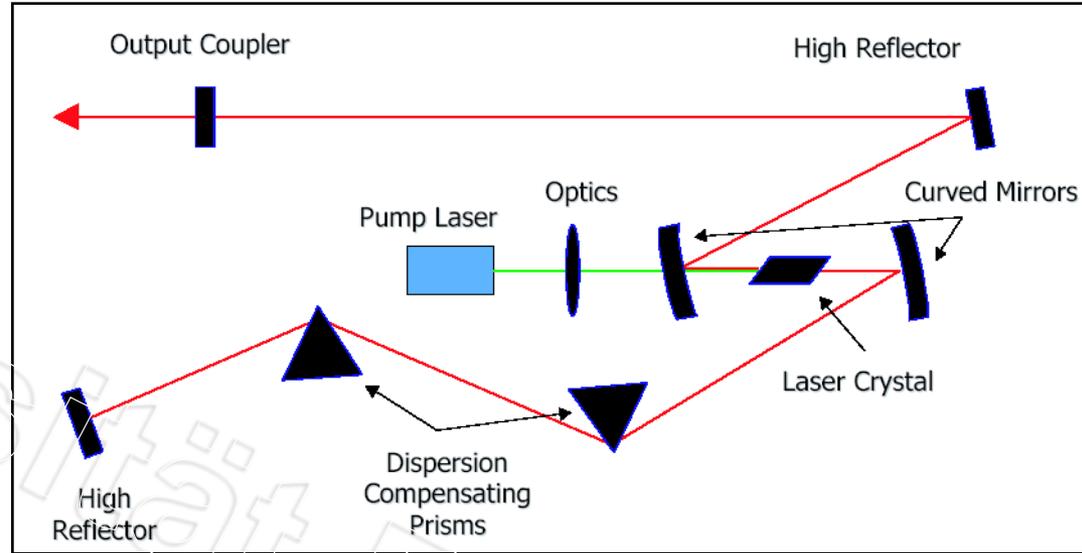
Ultrashort Pulse



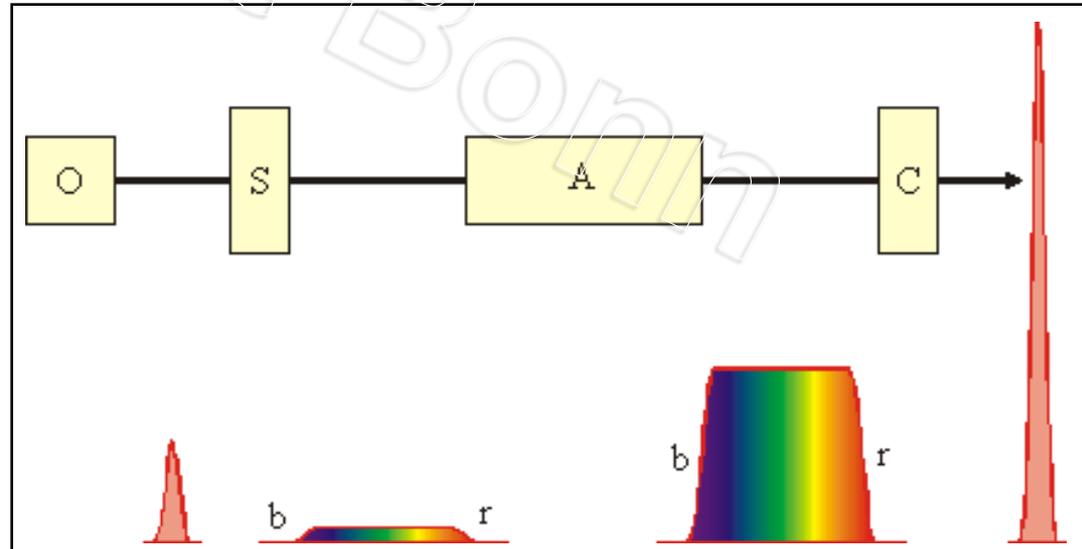


UKPL-Technologie

fs-Oszillator



fs-Verstärker (Amplifier)





Laser in der Ophthalmologie

Universität Bonn



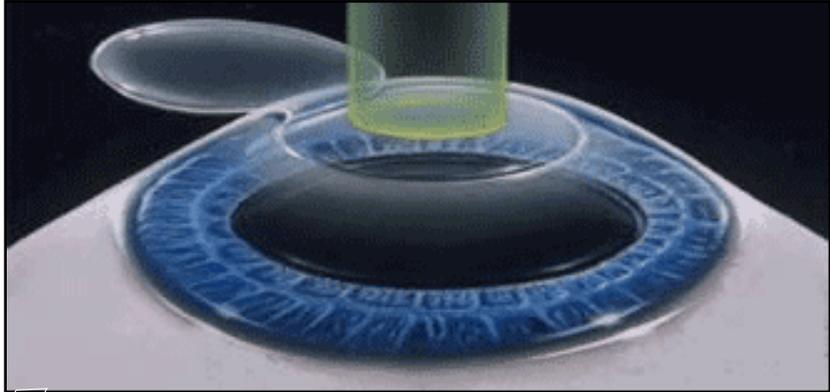
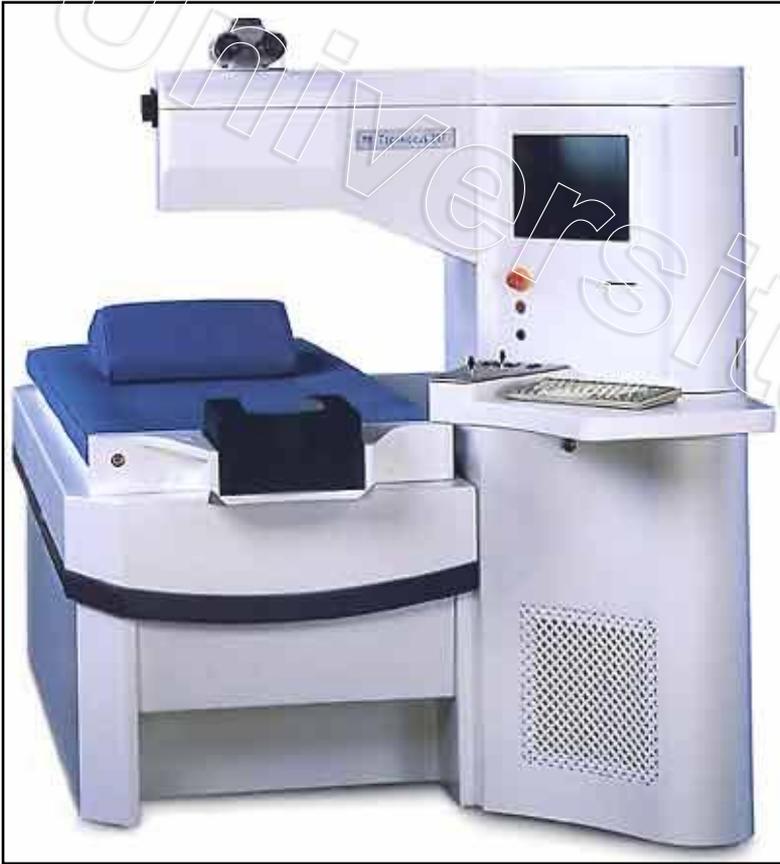
Lasersysteme für die Ophthalmologie

Excimer-Laser	193 nm
Argon-Ionenlaser (Ar ⁺)	488/514 nm
Nd:YAG Laser	1064 nm
Ultrakurzpuls Laser	

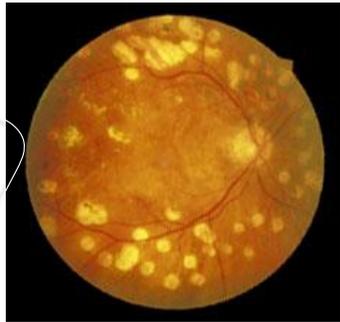
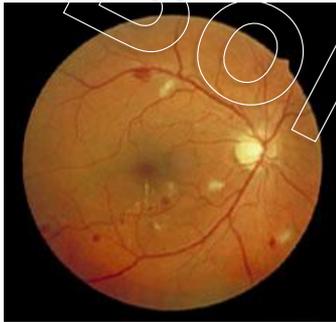


Ophthalmologische Anwendungen

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



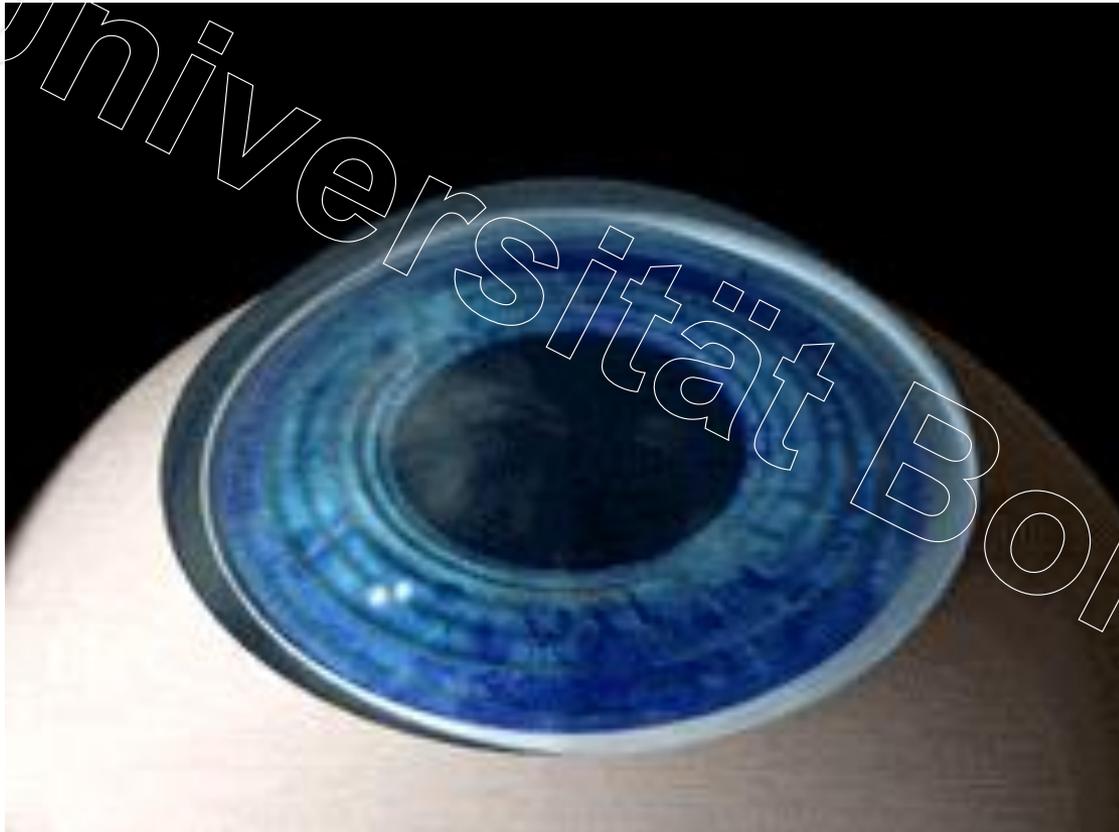
Cornea shaping



Netzhautablösung



Lasikbehandlung mit dem Excimer Laser



LASIK Animation

LASIK:
Laser in situ
Keratomileusis



Lasikbehandlung mit dem Ultrakurzpuls Laser

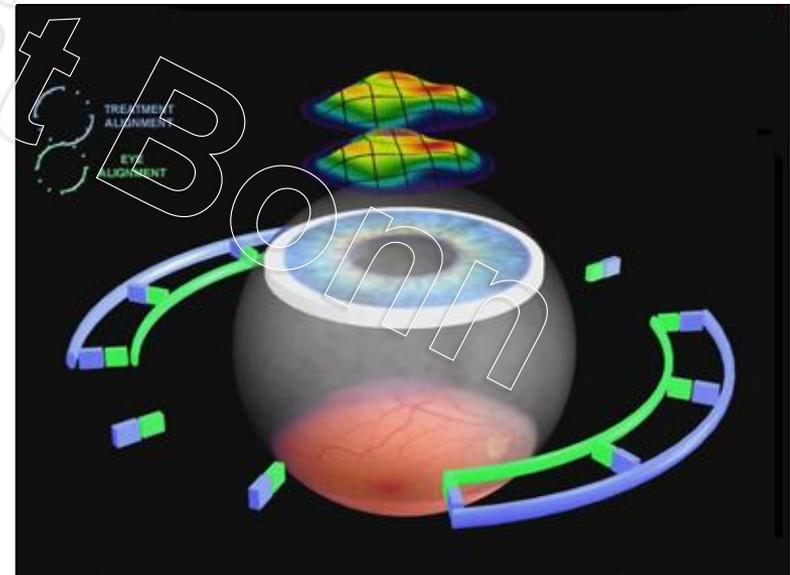
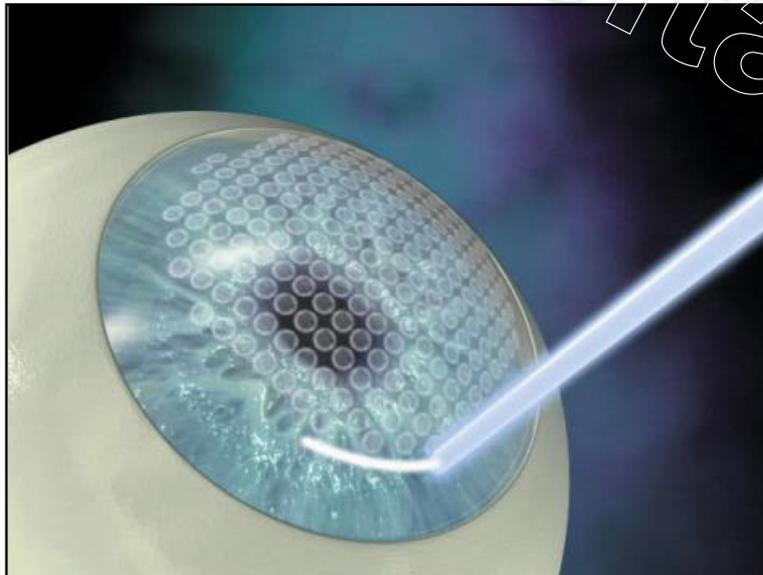
LASIK: Laser in situ Keratomileusis

Femto-

oder

iLasik

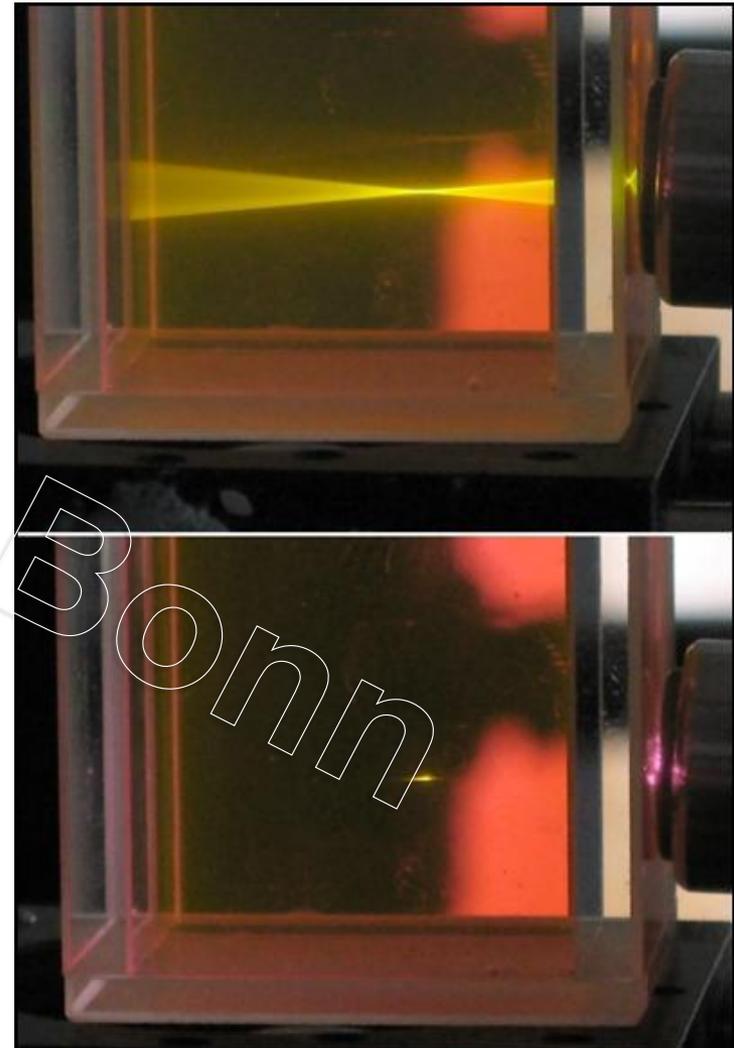
inkl. Analyse der
reflektierten Wellenfront





Lasikbehandlung mit dem Ultrakurzpuls Laser

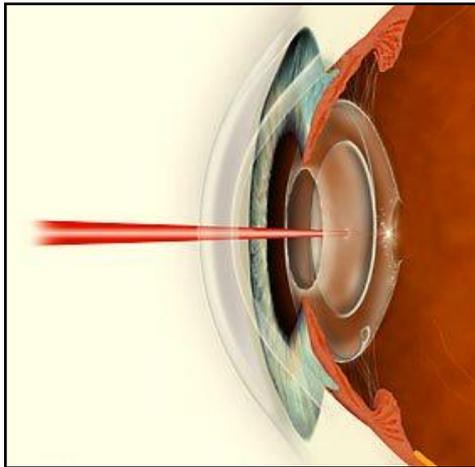
Multi-Photonen-Prozesse



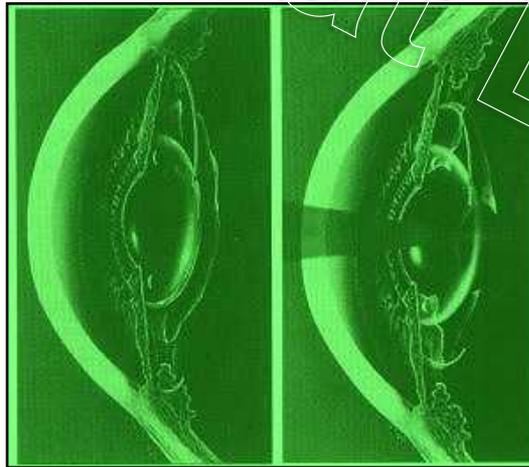


Nachstarbehandlung mit dem Nd:YAG Laser

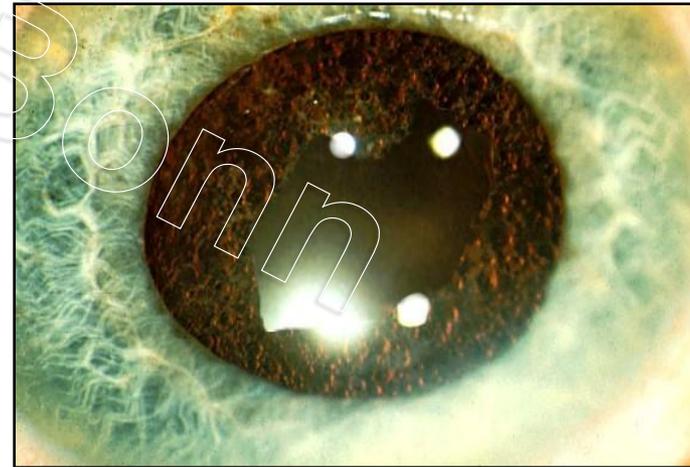
Der Nachstar (Cataracta secundaria) kann sich nach einer Operation des Grauen Stars (Katarakt) entwickeln. Es handelt sich um erneute Eintrübungen an der noch im Auge belassenen Hinterkapsel der herausoperierten Linse (Kapsel­fibrose).



Quelle: <http://www.arzt-gossmann.de/yag.jpg>



Quelle: <http://home.arcor.de/oldschulte/images/nachstar.jpg>

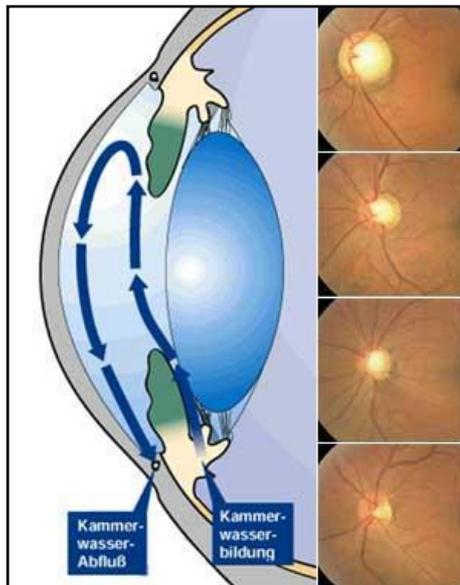


Quelle: http://www.augenaerzte-schildergasse.de/wp-content/uploads/2011/01/laser_2.png

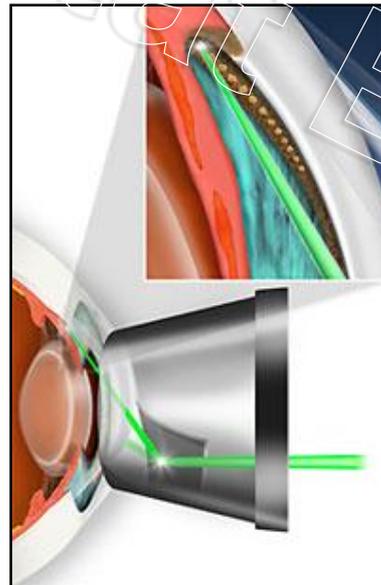


Glaukombehandlung mit dem Ar⁺ Laser

Das Glaukom (Grüner Star) beschreibt einen erhöhter Augeninnendruck. Er entsteht durch die Behinderung des Kammerwasserabflusses. Durch die ständige Neuproduktion von Kammerwasser baut sich ein Überdruck auf, der auf den Glaskörper des Auges weitergegeben wird. Dadurch wird der Glaskörper auf die Netzhaut gepresst und beginnt die Nervenfasern des Sehnervenkopfes abzudrücken. Hält dieser Druck längere Zeit an, wird der Sehnerv dauerhaft geschädigt.



Quelle: http://www.augenarzt-bad-toelz.de/cms/fileadmin/gfx/leistungen/glaukom_kammerwasser.jpg



Quelle: http://abadi.at/img/glaukom_slt.jpg

Reduzierung des Augeninnendrucks durch Selektive Laser Trabekuloplastik (SLT)



Netzhautkoagulation mit dem Ar⁺ Laser

Behandlung von

- **Netzhautlöcher**

Verhinderung der Vergrößerung von Netzhautlöchern durch ringförmige Laserapplikationen um das Loch, wobei die Netzhaut mit der darunter liegenden Aderhaut verschweißt wird.

- **Netzhautablösung**

... basiert meist als Folge von nichterkannten Rissen in der Netzhaut. Begünstigt werden diese bei kurzsichtigen Patienten (Myopie), da hier der Glaskörper eine erhöhte Zugkraft nach vorne ausübt. Die Netzhaut kann durch Laserkoagulation wieder angeheftet und ein weiteres Aufbrechen der Risse verhindert werden.

- **Diabetischer Retinopathie**

Hierbei befindet sich infolge von Stoffwechselstörungen zu wenig Sauerstoff im Blut. Dies kann in schweren Fällen zu teilweisen Gesichtsfeldausfällen führen. Um den Patienten dennoch ein scharfes Sehen zu ermöglichen, sollte wenigstens die Fovea ausreichend mit Sauerstoff versorgt werden. Es wird eine panretinale Koagulation durchgeführt, nach der nur noch der voveale Bereich durchblutet wird. Hierzu sind bis zu 1000 Einzelkoagulationen auf der gesamten Netzhaut außerhalb der Fovea durchzuführen.



Netzhautkoagulation mit dem Ar⁺ Laser

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"

Quelle: http://www.zeitfrankozeit.de/tl_files/Bilder/Dictionary/ischaeemischer%20VAV.jpg



Netzhautablösung

Quelle: http://aoz-pforzheim.de/wp-content/uploads/2009/11/gelastes_netzhautloch.jpg



Netzhautloch



Retinopathie

Quelle: http://www.augenaerzte-schildergasse.de/wp-content/uploads/2011/01/laser_11.png



Laser in der Dermatologie

Universität Bonn

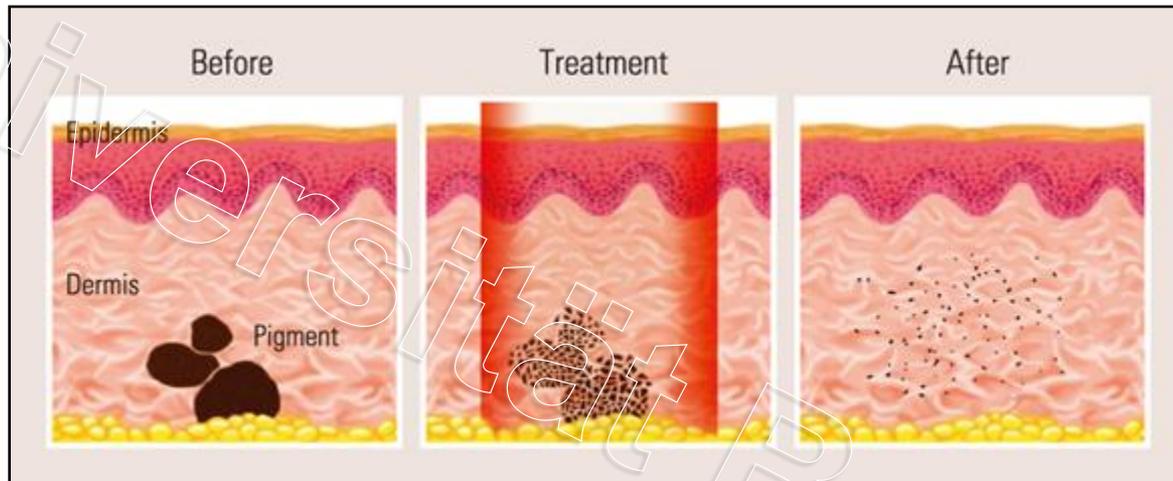


Lasersysteme für die Dermatologie

Frequenzverdoppelte (2ω) Nd:YAG Laser	532 nm
Rubin-Laser	694,3 nm
Diodenlaser	808 nm
Nd:YAG Laser	1064 nm
Er:YAG Laser	2940 nm
CO ₂ -Laser	10600 nm

Tattoo-Entfernung

Prinzip



Quelle: http://jeisys.jpn.org/wp-content/themes/jeisys/images/pages/img_app20.jpg

Das Wirkprinzip beruht auf der Aufspaltung der Zellen und Farbpigmente durch die Absorption von Laserlicht. Die Wahl des Lasers (Wellenlänge bzw. Lichtfarbe) hängt vom zu bearbeiteten Farbpigment ab. Die zertrümmerten Farbpigmente werden dann vom Körper abgebaut.



Tattoo-Entfernung



- (2 ω) Nd:YAG Laser
- Rubinlaser
- Nd:YAG Laser

Quelle: http://www.n24.de/media/import/dpaserviceline/dpaserviceline_20080918_12/Laser_18970520originallarge-4-3-800-63-0-2937-2155.jpg



Quelle: <http://www.tattooentfernen.at/wp-content/themes/striking/includes/timthumb.php?src=http://www.tattooentfernen.at/wp-content/uploads/2010/11/tattooentfernung-laser-behandlung.jpg&h=250&w=628&zc=1>



Tattoo-Entfernung am Beispiel des Rubinlasers

Exzellent		Gut		Moderat	
schwarz	●	magenta	●	rot	●
blau	●	grau	●	gelb	●
grün	●	braun	●	orange	●

Quelle: <http://www.quantel-derma.de/sites/default/files/Farbspektrum-Laser-Tattoo-Entfernung-Rubinlaser-SINON.jpg>



Tattoo-Entfernung



Quelle: Webseite Dr. Brigitte Klein; www.meinehautaerztin.at



Quelle: Webseite Dr. Brigitte Klein; www.meinehautaerztin.at



Pigment und Akne-Entfernung



Quelle: http://universimed.com/images/artikel/de020616_abb12.jpg

- Er:YAG Laser
- CO₂-Laser



Quelle: <http://northhoustonlasertattooremoval.com/wp-content/uploads/2013/02/age-spots.jpg>



Quelle: http://www.bellacosmedica.com.au/media/catalog/product/cache/1/image/9df78eab33525d08d6e5fb8d27136e95/f/r/fraxel_laser_acne_treatment_2_1_3.jpg



Haar-Entfernung



- Diodenlaser
- Rubinlaser

Quelle: <http://auralaser.com/blog/wp-content/images/medspaex/laserHairRemovalBack.jpg>



Quelle: <http://www.hairremovalphiladelphia.com/images/ba/hr/facial-hair-dark-skin.jpg>



Skin-Resurfacing



Quelle: <http://www.ruckermd.com/assets/laserresurfacing.gif>

- Er:YAG Laser
- CO₂-Laser



Quelle: <https://www.txid.org/wp-content/uploads/2012/01/CO2-Combined-1.jpg>



Laser in der Chirurgie und der Plastischen Chirurgie



Lasersysteme für die Chirurgie

Nd:YAG Laser	1064 nm
CO ₂ -Laser	10600 nm

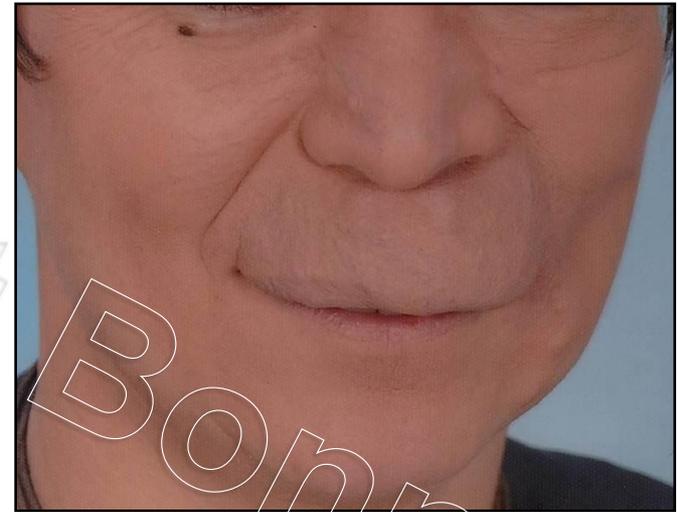
Universität Bonn

Beispiele aus der MKG Chirurgie

Angiome mit dem Nd:YAG Laser



Quelle: http://angiome.de/attachments/Image/Mittelgesicht_1a.jpg



Quelle: http://angiome.de/attachments/Image/Mittelgesicht_1b.jpg

Arteriovenöse Malformation (AVM) des Mittelgesichts; 10 Monate nach Volumenkorrektur im Bereich der Wange und Oberlippe

Beispiele aus der MKG Chirurgie



Quelle: http://angiome.de/attachments/image/lippen_3a.jpg



Quelle: http://angiome.de/attachments/image/lippen_3b.jpg

Angiome ...

Vaskuläre Malformation der Oberlippe nach > 20 Vorbehandlungen (Sklerosierung, Laser, Chirurgie); Befund 1 Jahr nach interstitieller Nd:YAG Lasertherapie und konventionell chirurgischer Behandlung

... mit dem
Nd:YAG Laser



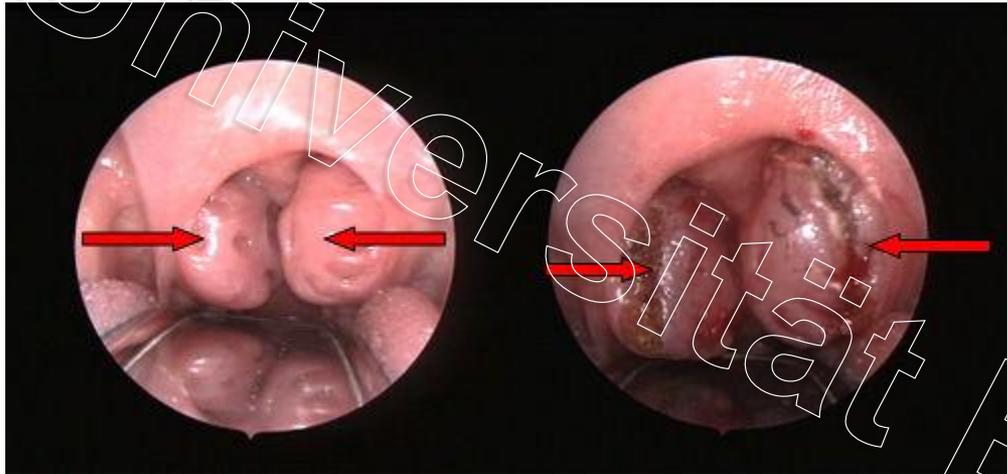
Quelle: http://angiome.de/attachments/image/lippen_4a.jpg



Quelle: http://angiome.de/attachments/image/lippen_4a.jpg

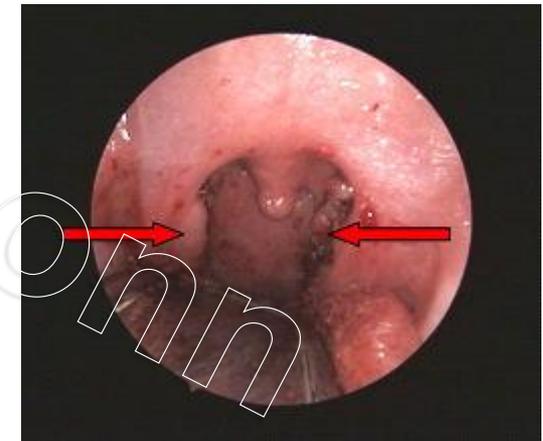
Vaskuläre Malformation der Oberlippe; Befund 1 Jahr nach Kombination von Nd:YAG-Laser und Chirurgie

Laser-Tonsillotomie (Mandelkappung)



Quelle: http://www.hno.uniklinikum-jena.de/hno_media/Bilder/wasfehlthinnen/hnokind_mandeln_gross-width-504-height-238.jpeg

Stark vergrößerte Gaumenmandeln vor Operation (links) und blutungsarmes Schneiden mit dem CO₂-Laser (rechts)



Quelle: http://www.hno.uniklinikum-jena.de/hno_media/Bilder/wasfehlthinnen/hnokind_mandeln_post-width-258-height-221.jpeg

Verbleibendes Mandelgewebe am Ende der Operation



Narbenglättung mit dem CO₂ Laser





Laser in der Urologie und der Kardiologie



Lasersysteme für die Urologie

Frequenzverdoppelte (2ω) Nd:YAG Laser	532 nm
Ho:YAG Laser	2100 nm

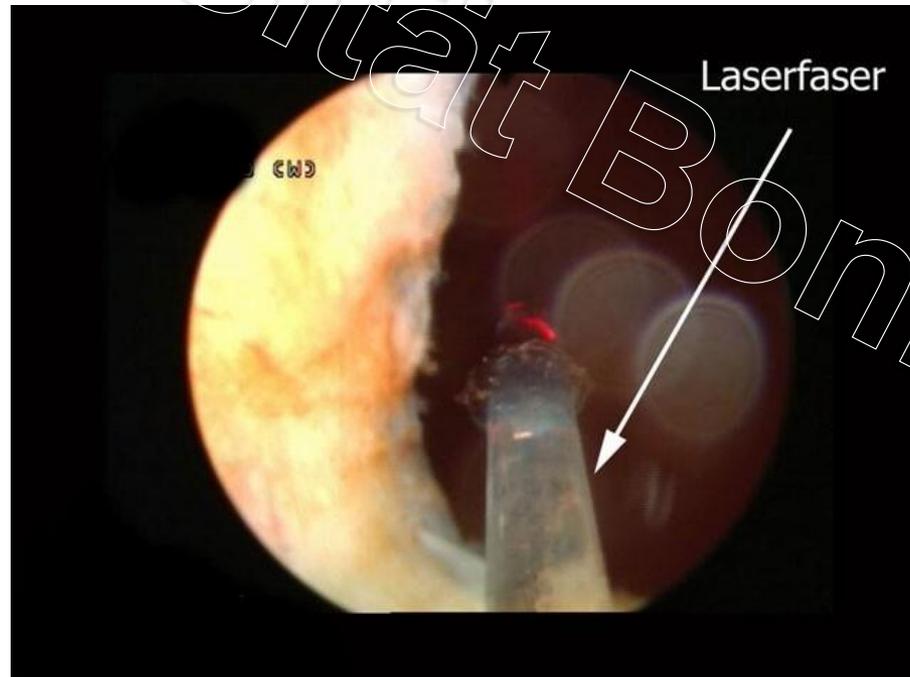


Prostatabehandlung mit dem Ho:YAG Laser

Die transurethrale **Laserresektion** der Prostata

Bei diesem Verfahren wird ähnlich wie bei der klassischen Hobelung das Gewebe der Prostata entfernt, ein Teil des Gewebes wird zusätzlich verdampft („ver-dampfendes Schneiden“). Dadurch wird die Harnröhre im Bereich der Prostata erweitert.

Quelle: Urologie Mühldorf



Quelle: http://www.urologie-muehldorf.de/turp_laser.jpg



Prostatabehandlung mit dem 2ω Nd:YAG Laser

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"

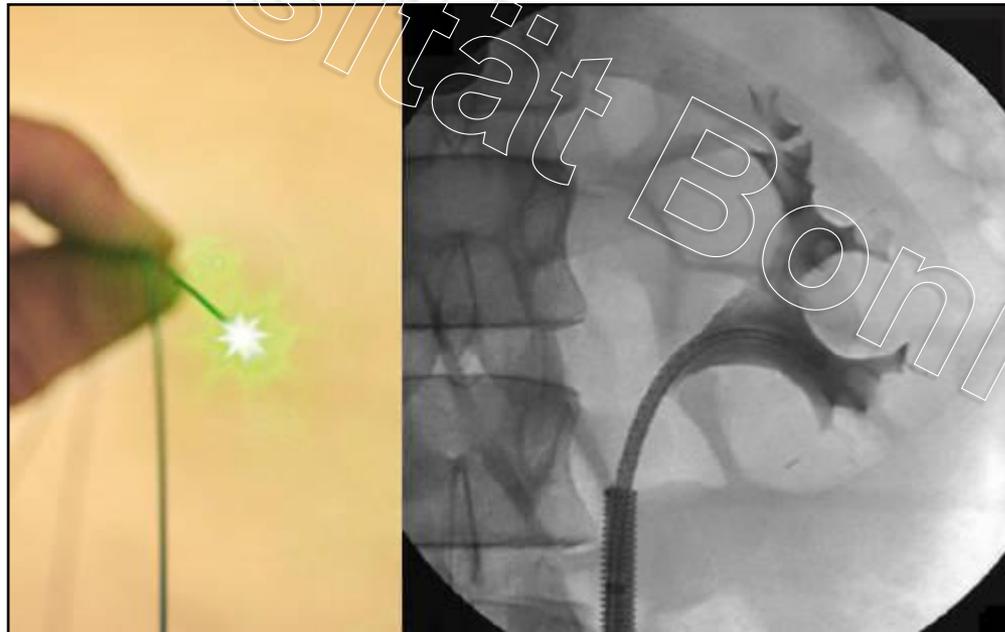


Quelle: <http://www.klinikum.uni-heidelberg.de/fileadmin/pressestelle/images/pm80.jpg>



Ureterorenoskopie (URS)

Links: Laserstrahlung im sichtbaren Wellenlängenbereich tritt aus einer Glasfaser aus. Rechts: Flexibles Endoskop beim Einsatz im Nierenbeckenkelchsystem unter Kontrastmittel. Bei der Laserlithotripsie wird der Lichtleiter durch das Endoskop bis vor den Stein geschoben und dieser mittels Laserstrahlung zertrümmert.



Quelle: <http://www.photonicnet.de/Aktuelles/partner/2010/september/nieren-und-gallensteinzertruemmung-mit-dem-laser-mehr-sicherheit-dank-optischer-messmethoden>



Laser Lithotripsie mit dem Ho:YAG Laser

Nieren-, Blasen- und Gallensteinzertrümmerung mit Lichtleiter und optischer Erkennung mittels Ho:YAG Laser

Lasertherapie eines Blasensteines (Rot = Pilotlicht)





Lasersysteme für die Kardiologie

Excimer Laser

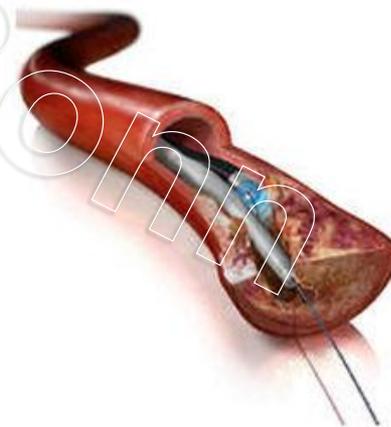
308 nm

Universität Bonn



Laserapplikatoren

Quelle: http://img.medicaexpo.de/images_me/photo-gl/laser-ablationskatheter-78616-103701.jpg



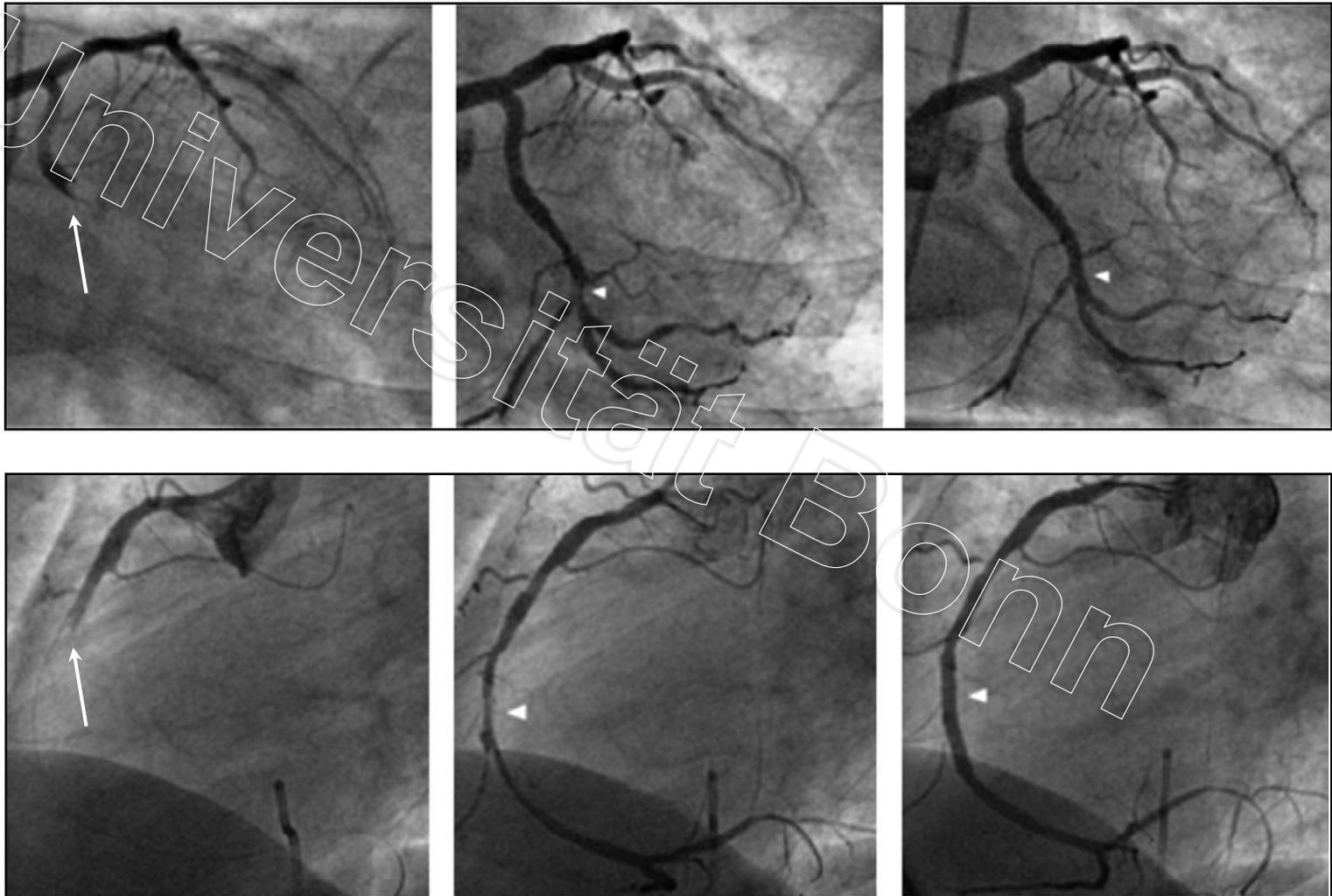
Quelle: http://img.medicaexpo.de/images_me/photo-m2/turbo-elite-78616-103291.jpg

Quelle: http://img.medicaexpo.de/images_me/photo-m2/turbo-tandem-78616-103307.jpg



Thrombenentfernung mit dem Excimer Laser

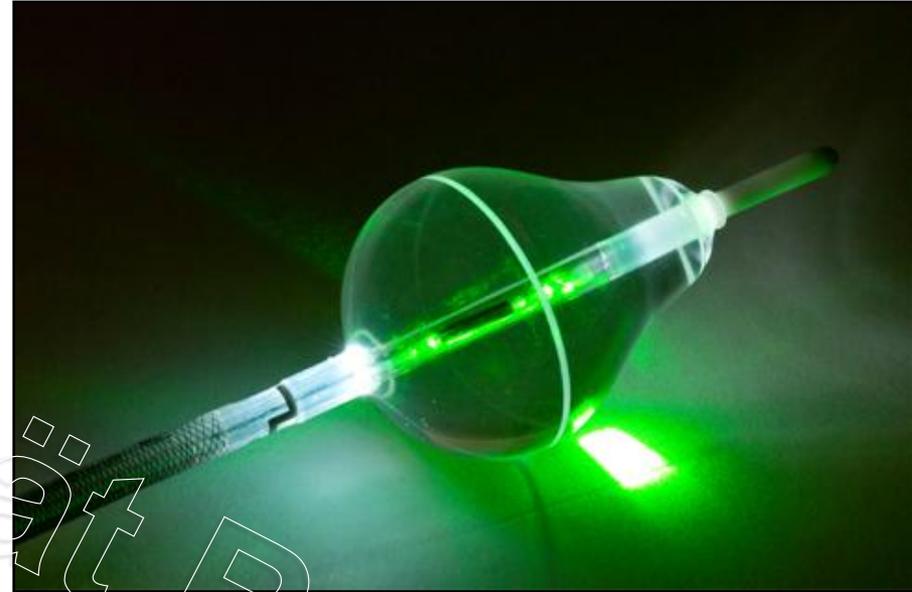
M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



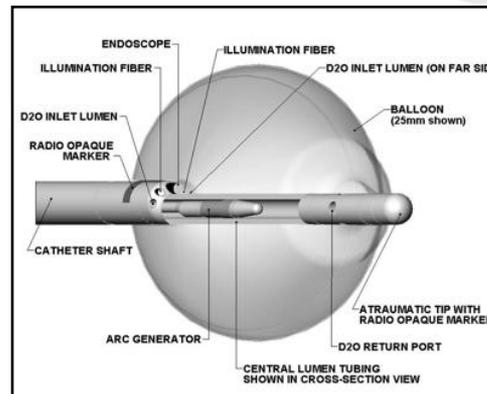
Quelle: Dörr M, Vogelgesang D, Hummel A, Staudt A, Robinson DM, Felix SB, Dahm JB (2007) Excimer laser thrombus elimination für prevention of distal embolization and no-reflow in patients with acute ST elevation myocardial infarction. Results from the randomized Laser AMI study. Int J Card 116:20-26

Laserablationskatheter

Ziel jeder Vorhofflimmer-Behandlung (Vorhofflimmer-Ablation) ist die elektrische Isolierung der Eintrittsstellen der vier Lungenvenen vom Gewebe der linken Vorkammer (**Lungenvenen-Isolation: Grenzen im Bild rot markiert**). Denn häufig liegt die Ursache für das Vorhofflimmern im Gewebe hinter diesen Eintrittsstellen. Dort entstehen elektrische Impulse, die das Herz aus dem Takt bringen. Die Ablation soll diese Impulse beseitigen bzw. die Weiterleitung auf die Vorhöfe verhindern. Die unterschiedlichen Behandlungsansätze der Elektrophysiologie verfolgen das Ziel, zwischen dem Gewebe der Lungenvenen und dem eigentlichen Vorkammer-Gewebe kleineren Narbenareale zu erzeugen. Diese bilden für die störenden Impulse eine unüberwindbare Barriere. Für einen Therapieerfolg ist hierbei aber wichtig, dass keine Lücken zwischen den Narbenzonen verbleiben, denn nur eine zusammenhängende Narbenlinie gewährleistet langfristig die elektrische Abtrennung der Lungenvenen.



Quelle: http://www.hpcimedia.com/images/website/BBHC/DIR_1/F_13438.jpg





Laser(Licht)-basierte Technologien in der Zahnheilkunde – Status Quo



AG Laser in der Zahnheilkunde

Die Arbeitsgruppe "Laser in der Zahnheilkunde" wurde 1989 gegründet.

Sie beschäftigt sich mit dem gesamten Spektrum optischer Technologien, die in der Zahnheilkunde im Bereich der Diagnostik und Therapie Anwendung finden.

Beispiele hierfür sind die Entwicklung von Fluoreszenzdetektionssystemen zur Kariesdiagnostik, die indikationsbezogene Adaption von Dioden-, Nd:YAG- und CO₂-Lasern, die Erforschung von Laseranwendungen in der Kariestherapie, Endodontie und Parodontologie.

In diesem Zusammenhang wurden Modellsysteme zur Beurteilung der Lasergewebe/Interaktionen entwickelt und Kriterien für vorteilhafte Bearbeitungsparameter zusammengestellt. Sie dienen als Grundlage für eine "Biologische Werkbank" zur Entwicklung und Adjustierung neuer Lasertherapiegeräte unter biologischen, medizinischen, zahnmedizinischen und anwendungsbezogenen Aspekten.



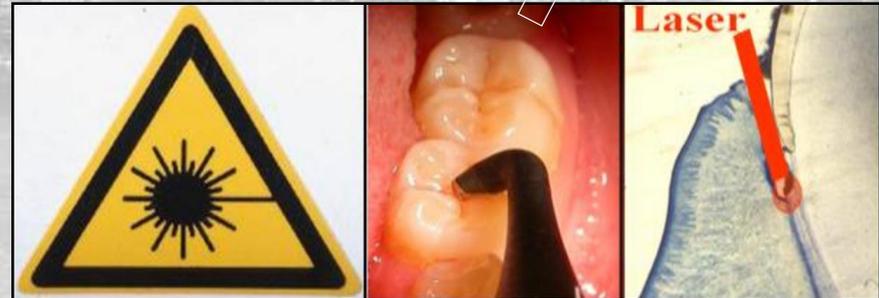
AG Laser in der Zahnheilkunde

Angegliedert an das Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Bonn

- Öffentliche Förderung: ca. 8 Mill. Euro / 10 a
- Zentrum für angewandte Laser-Medizinforschung und biomedizinische Optik (AMLaReBO) der DFG
- Photonik 2020 (BmBF)

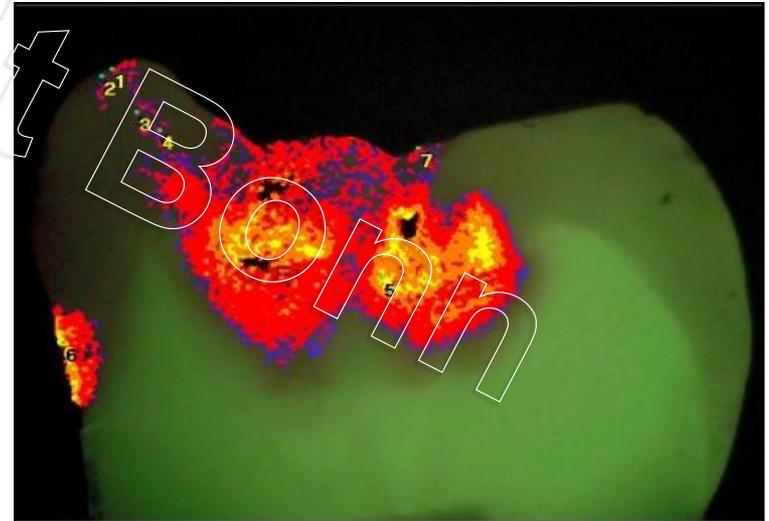
Web:

- <http://www.ag-laser.uni-bonn.de/>
- <http://www.miladi.uni-bonn.de/>
- <http://www.amlarebo.uni-bonn.de/>





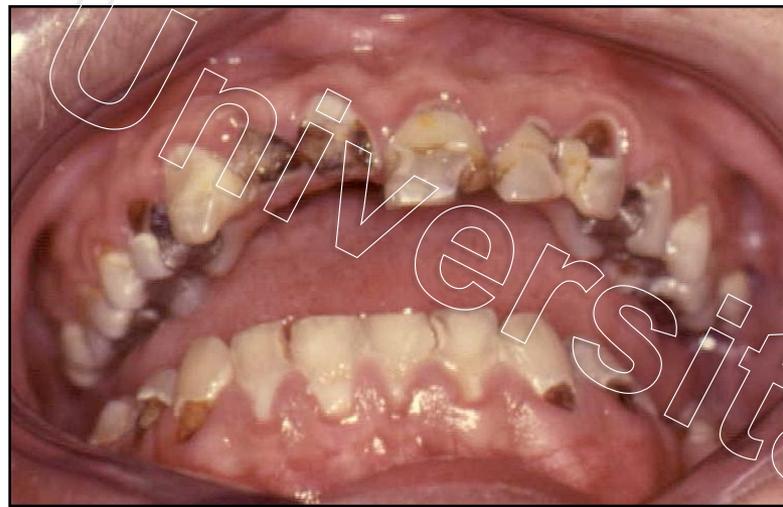
(Laser)licht-gestützte Kariesdiagnostik: Kann der Laser Röntgenbilder ersetzen?



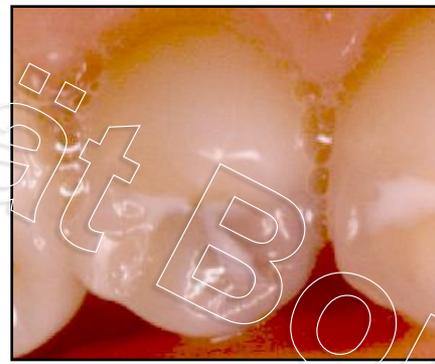


Notwendigkeit neuer Kariesdetektionsverfahren

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



← Karies – früher



Karies – heute →



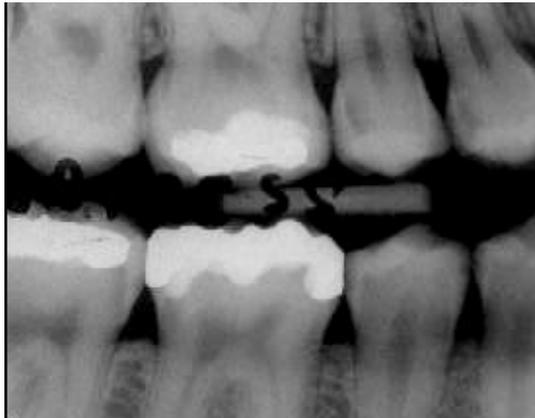


Notwendigkeit neuer Kariesdetektionsverfahren

Die Kariesprävalenz in Deutschland ist rückläufig

Karies

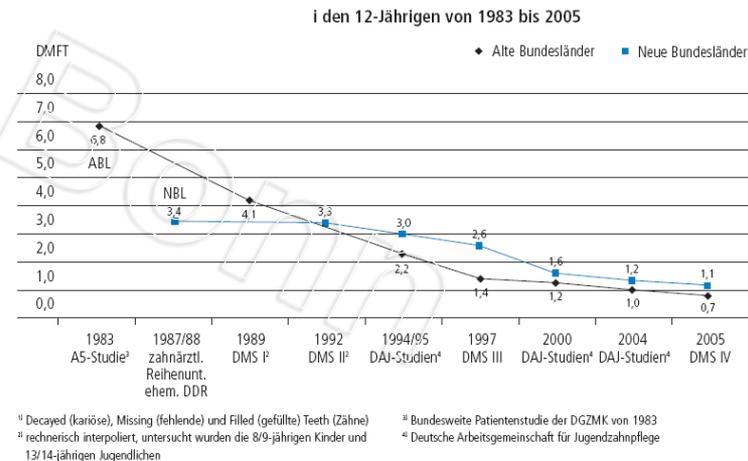
1. Kariesrückgang in allen Altersgruppen: Aus der DMS IV ergibt sich, dass Kinder (12-Jährige) im Durchschnitt 0,7 Zähne mit Karieserfahrung haben. Das bedeutet, dass statistisch betrachtet 0,7 Zähne kariös, gefüllt oder aufgrund einer Karies bereits verloren gegangen sind. Bei den Jugendlichen (15-Jährige) beträgt der Wert 1,8, bei den Erwachsenen (35- bis 44-Jährige) 14,5 und bei den Senioren (65- bis 74-Jährige) 22,1 Zähne. 70,1 Prozent der Kinder und 46,1 Prozent der Jugendlichen haben ein Gebiss ganz ohne Karieserfahrung.



Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV)

Kurzfassung

Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ)
im Auftrag von Bundeszahnärztekammer und
Kassenzahnärztlicher Bundesvereinigung



5. Hoher Kariessanierungsgrad in der Bevölkerung: Der Kariessanierungsgrad, der wesentlicher Indikator der Versorgung der Bevölkerung mit zahnärztlichen Dienstleistungen ist, liegt bei den Kindern und Jugendlichen auf hohem Niveau (zwischen 78,1 Prozent und 79,8 Prozent) und bei Erwachsenen und Senioren auf außerordentlich hohem Niveau (95,6 Prozent bzw. 94,8 Prozent).



Notwendigkeit neuer Kariesdetektionsverfahren

Hat sich das Erscheinungsbild der Karies geändert?





Notwendigkeit neuer Kariesdetektionsverfahren

Hat sich das Erscheinungsbild der Karies geändert?

HAMACHER/FRENTZEN:

Lage und Extension der Karies auf Bißflügelaufnahmen von 1976 (n=153) und 1990 (n=158)

- Anzahl der unversorgten Kariesläsionen hat zugenommen
- Verteilungsveränderung des Verhältnisses "kleine"/"große" Läsionen
(Anteil der Defekte mit weit reichender Schmelzabdeckung überwiegt.)

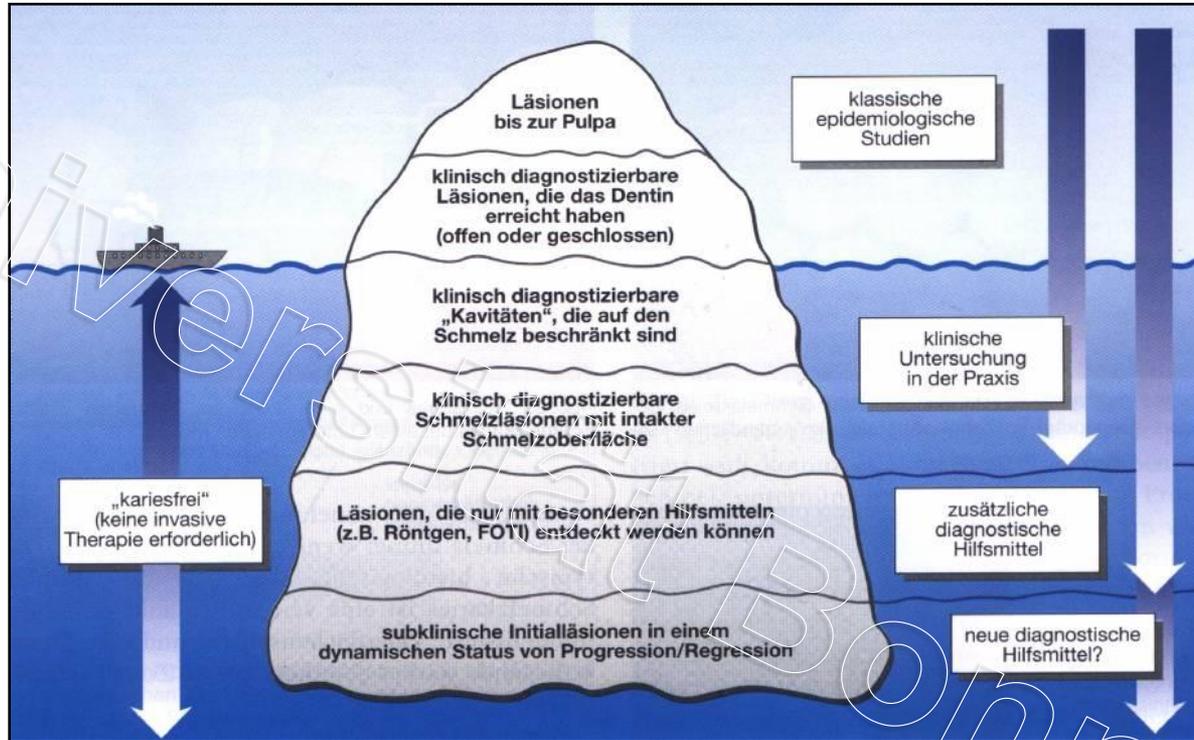
Okklusale Karies ?





Möglichkeiten und Grenzen der Kariesdiagnostik

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



PDZ 2, 1999 (Klimek, Helwig)

"versteckte Karies"



"hidden caries"



Möglichkeiten und Grenzen der Kariesdiagnostik

International Caries Detection & Assessment System

ICDAS-II

Decision Table, Baltimore 2005

Epidemiology		Practice	Research		Education			Care Planning Aids			
Clinical Visual Assessment		Lesion Detection Aids		Care Planning Aids							
Lay Terms	Dental Terms	Letter code	Number code	ICDAS activity	Bw	FOTI	Tech 1	Tech 2	Risk Status	Colour	Care Range
severe decay	Extensive cavity with visible dentin	X	6	p/a/r	-	-	-	-	h/m/l	Red	PCA OCA
severe decay	Distinct cavity with visible dentin	C	5	p/a/r	-	-	-	-	h/m/l	Red	PCA OCA
established decay	Non-cavitated surface with dentin shadow	N	4	p/a/r	-	-	-	-	h/m/l	Red	PCA OCA
established decay	Localized enamel breakdown	L	3	p/a/r	-	-	-	-	h/m/l	Yellow	PCA OCA
early stage decay <small>reversible/irreversible</small>	Distinct visual change in enamel	E	2	p/a/r	-	-	-	-	h/m/l	Yellow	PCA
early stage decay <small>reversible/irreversible</small>	First visual change in enamel	V	1	p/a/r	-	-	-	-	h/m/l	Yellow	PCA
Sound	Sound	S	0	p/a/r	-	-	-	-	h/m/l	Green	App Care

Key: p = progressing, a = arresting, r = remineralizing; h = high risk, m = medium risk, l = low risk; PCA = Preventive Care Advised; OCA = Operative Care Advised.



"2. Meinung"





Möglichkeiten und Grenzen der Kariesdiagnostik

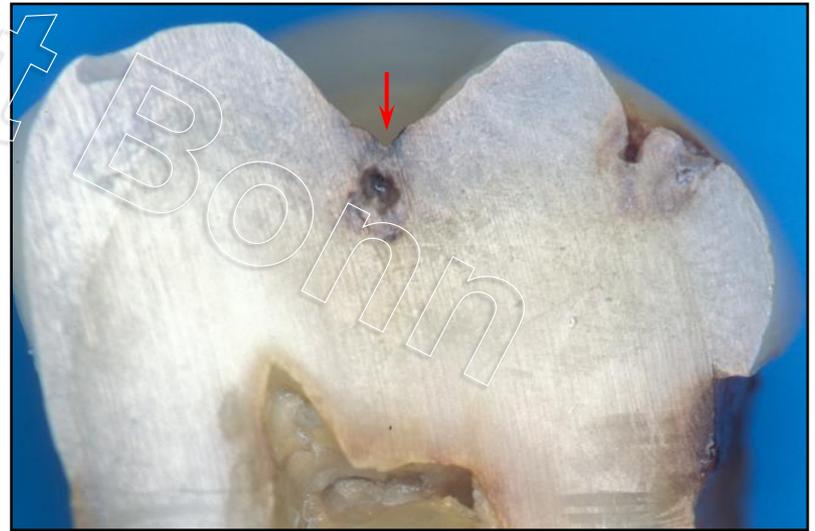
M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"





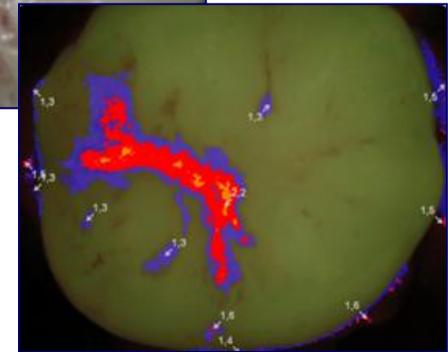
Möglichkeiten und Grenzen der Kariesdiagnostik

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



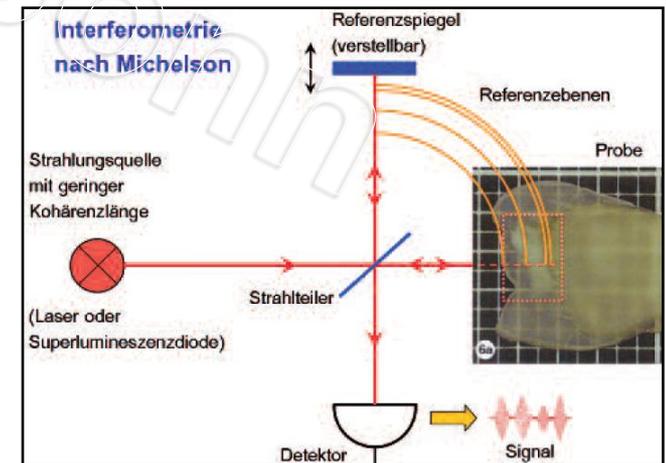
Optische Detektions- bzw. Diagnoseverfahren

- Fluoreszenzdiagnostik
- Spektroskopie
- Optische Kohärenz Tomographie (OCT)
- Terahertz-Technologie



Fluoreszenz

Optische Kohärenz Tomographie (OCT)

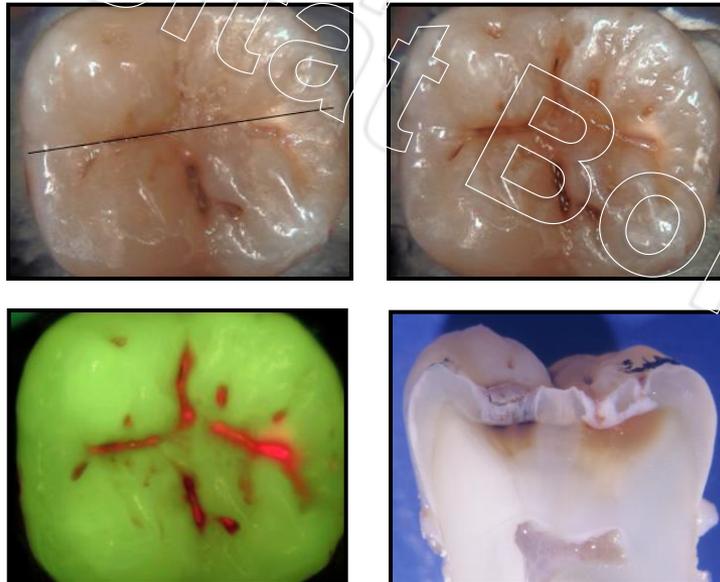




Optische Detektions- bzw. Diagnoseverfahren

Laserfluoreszenzmessungen als Hilfsmittel zur Kariesdiagnostik

Das Phänomen der Fluoreszenz von Zahnhartgeweben wurde bereits vor mehr als 80 Jahren beschrieben.



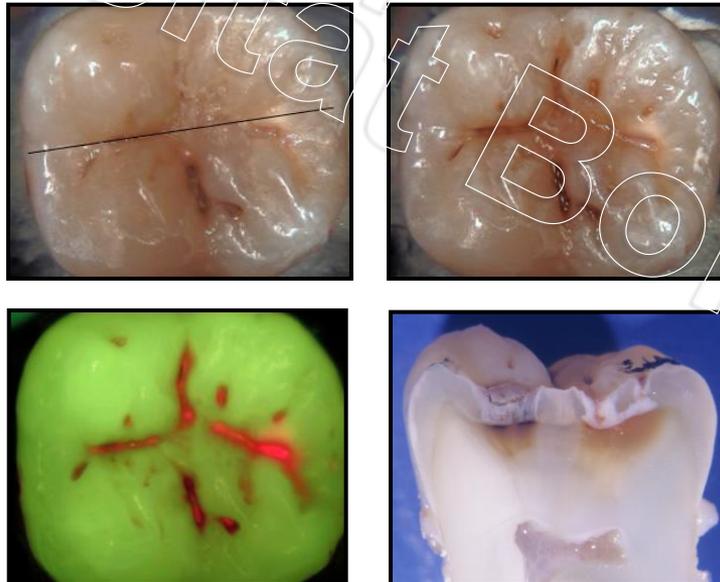
BENEDICT, H.C.: Note on the fluorescence of teeth in ultraviolet rays. Science 67, 442 (1928).



Optische Detektions- bzw. Diagnoseverfahren

Laserfluoreszenzmessungen als Hilfsmittel zur Kariesdiagnostik

Das Phänomen der Fluoreszenz von Zahnhartgeweben wurde bereits vor mehr als 80 Jahren beschrieben.

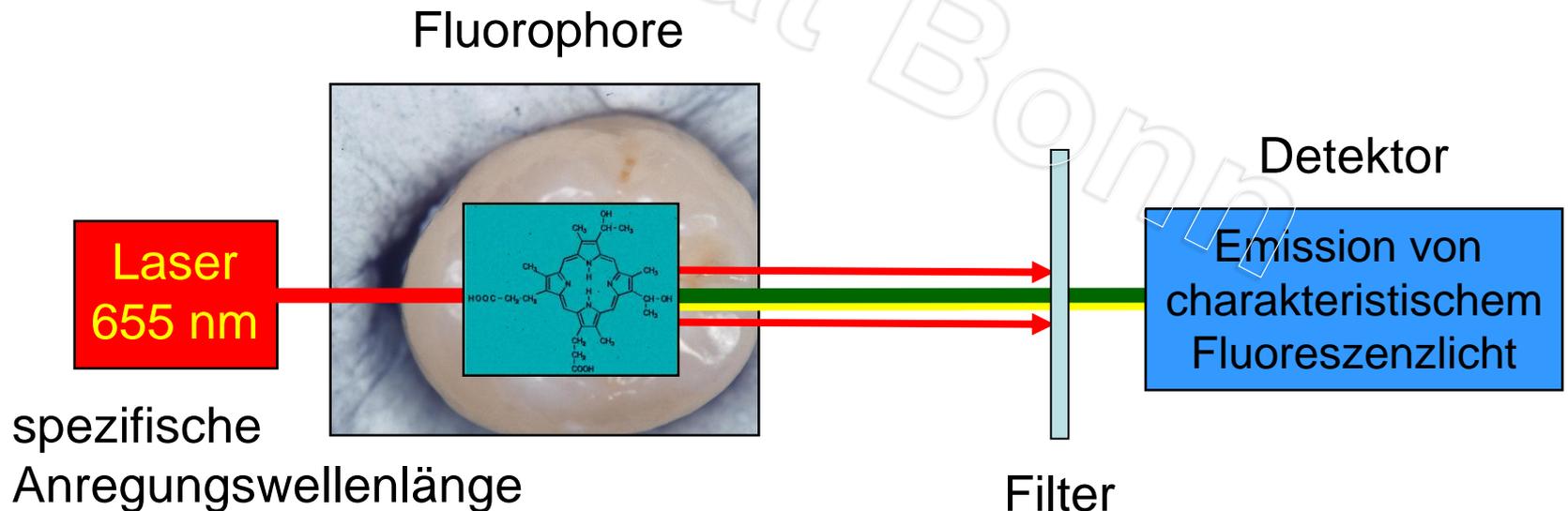


BENEDICT, H.C.: Note on the fluorescence of teeth in ultraviolet rays. Science 67, 442 (1928).

(Laser)fluoreszenz

Fluorophore

Nachweis pathologiespezifischer Fluophore
(z.B. Tryptophan, Tyrosin, NADH, NADPH, Flavin und
Porphyrin-Derivaten).



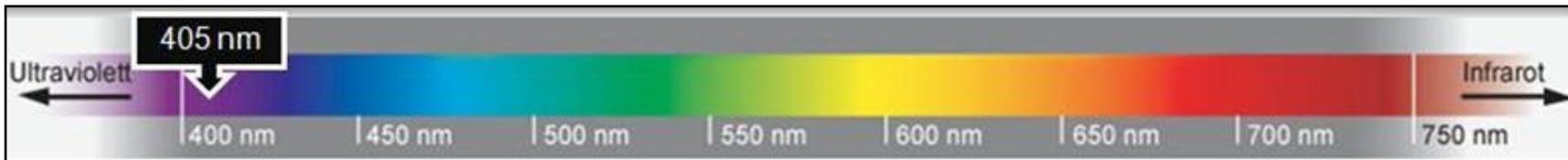


Optische Detektions- bzw. Diagnoseverfahren

(Laser)Fluoreszenz-Systeme



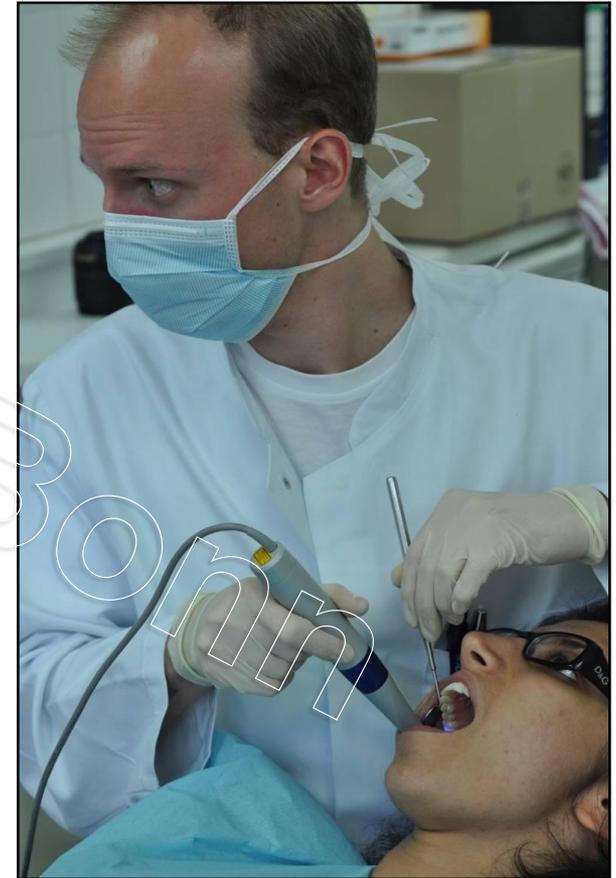
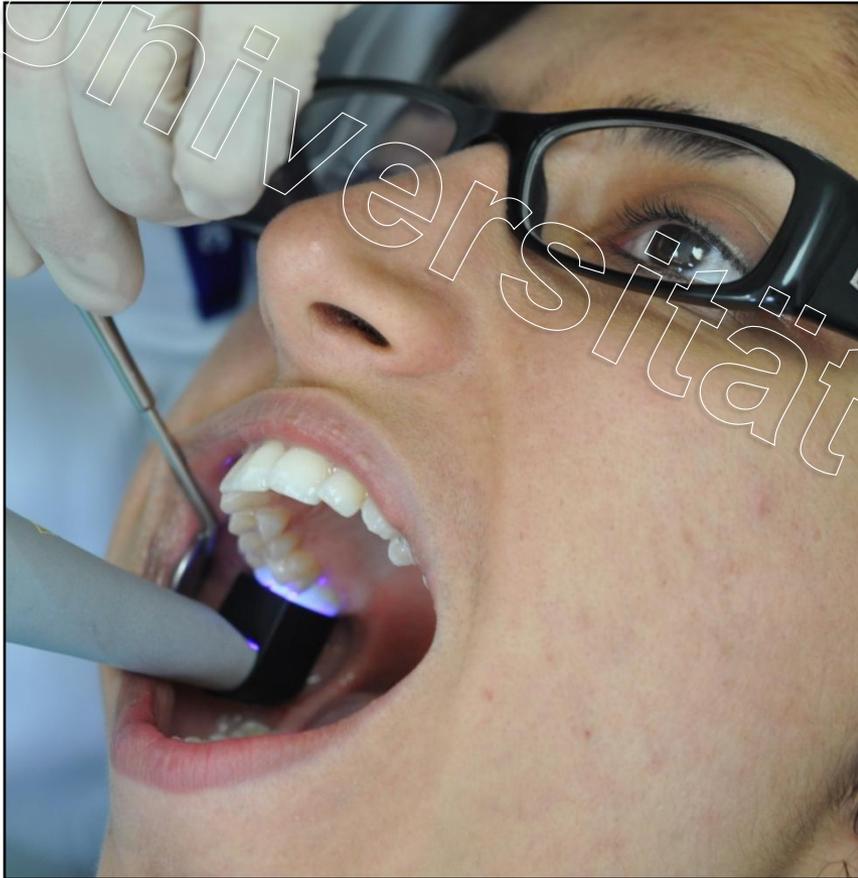
M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"





Optische Detektions- bzw. Diagnoseverfahren

(Laser)Fluoreszenz-Systeme



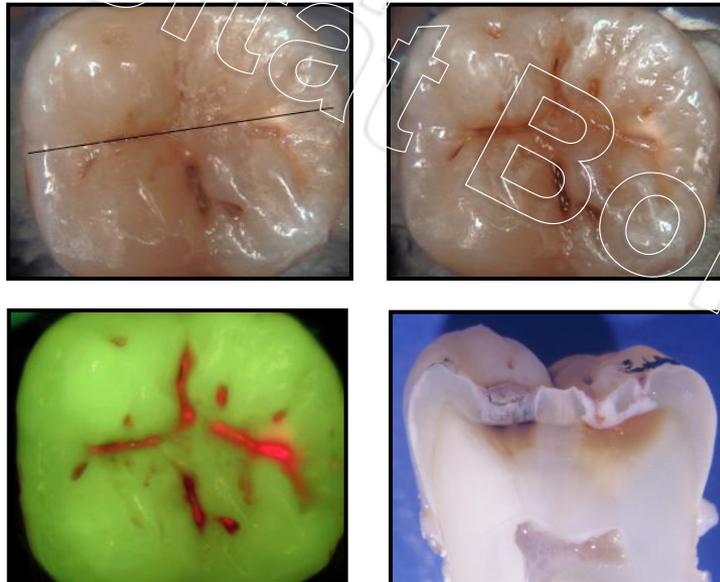
Kamerasystem VistaProof (Dürr)-Anwendung



Optische Detektions- bzw. Diagnoseverfahren

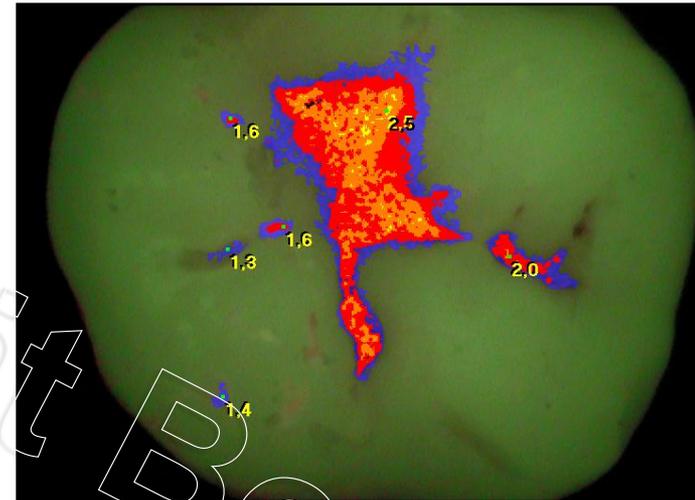
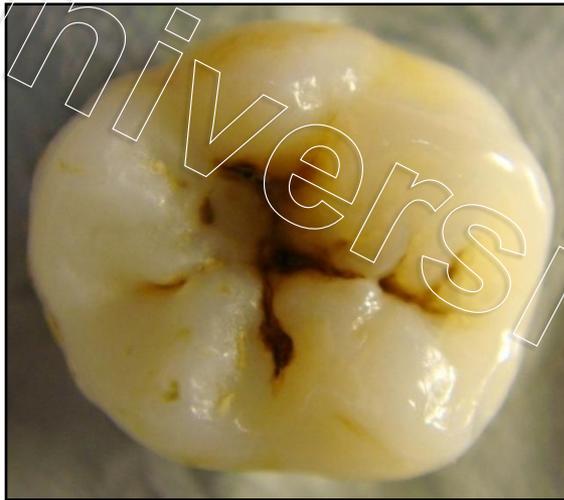
Laserfluoreszenzmessungen als Hilfsmittel zur Kariesdiagnostik

Das Phänomen der Fluoreszenz von Zahnhartgeweben wurde bereits vor mehr als 80 Jahren beschrieben.

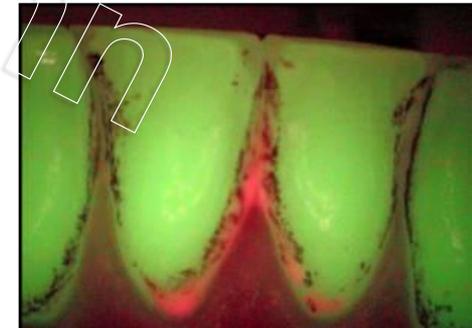


BENEDICT, H.C.: Note on the fluorescence of teeth in ultraviolet rays. Science 67, 442 (1928).

(Laser)Fluoreszenz-Systeme



- Rote Farbbereichszonen bedeuten Karies
- Karieswahrscheinlichkeit steigt mit der Helligkeit
- Darstellung von Plaque ist auch möglich →



Kamerasystem VistaProof (Dürr)-Anwendung

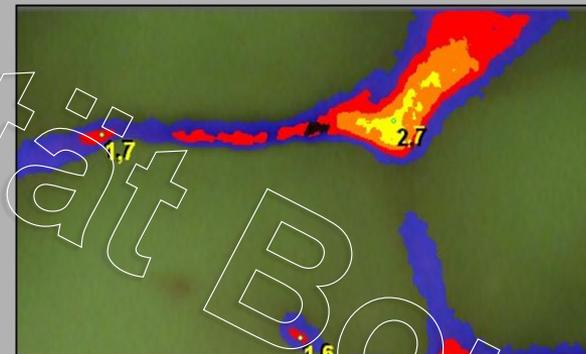


Optische Detektions- bzw. Diagnoseverfahren



Verrechnung Eigenfluoreszenz / Fluorophore

Auswertung der Kamerabilder



- | | | | | | |
|----|-------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|----|---------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|
| D0 |  | Hinweis auf gesunden Zahnschmelz | D3 |  | Hinweis auf Karies, die bereits die Dentingrenze überschritten hat |
| D1 |  | Hinweis auf Initialkaries, beginnende Schmelzkaries | D4 |  | Hinweis auf tiefe Dentinkaries |
| D2 |  | Hinweis auf Schmelzkaries bis zur Schmelz-Dentingrenze | | | |

Kamerasystem VistaProof (Dürr)-Anwendung



Möglichkeiten und Grenzen der Kariesdiagnostik

(Laser)Fluoreszenz

Use of ICDAS-II, Fluorescence-Based Methods, and Radiography in Detection and Treatment Decision of Occlusal Caries Lesions: An In Vitro Study.

[Jablonski-Momeni A](#), [Stucke J](#), [Steinberg T](#), [Heinzel-Gutenbrunner M](#).

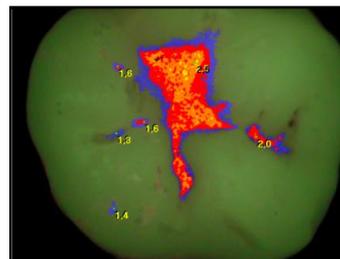
Department of Paediatric and Community Dentistry, Dental School, Philipps University of Marburg

Aim: To use visual inspection (ICDAS-II), laser fluorescence (LF), fluorescence based camera (FC) and radiographic examination (BW) for detection of caries and for treatment decision.

Methods: The occlusal sites of 84 extracted permanent teeth were examined using all methods and treatment decisions (preventive or operative care) were recorded based on each method independently. ...

Results: Highest correlation was found between ICDAS-II and FC (r(s) 0.84), ICDAS-II and gold standard (0.82) and FC and gold standard (0.81). ICDAS-II provided the highest performance (AUC 1.0), followed by FC (0.95) and LF (0.88). The greatest difference was found for treatment planning of dentine lesions, where the use of FC (cut-offs according to the literature) had the greatest agreement between operative treatment and dentine lesions, followed by use of ICDAS-II.

Conclusion: ICDAS-II may have high potential for detection and treatment planning, and other devices, especially the fluorescence camera, can add substantial information to the visual examination, enabling examiners plan treatment more accurately [Int J Dent](#). 2012;2012:371595. Epub 2012 Aug 29.

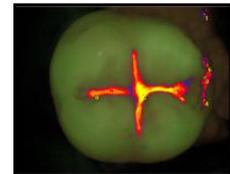




Möglichkeiten und Grenzen der Kariesdiagnostik

(Laser)Fluoreszenz - Zusammenfassung:

- Erfassung nicht-kavittierter okklusaler Läsionen möglich
- 2. Meinung
- Patientenaufklärung
- Monitoring
- Kombination mit klinischer Diagnostik verbessert Detektion signifikant



Caries Research

Original Paper

Caries Res 2008;42:297-304
DOI: [10.1159/000148162](https://doi.org/10.1159/000148162)

Received: November 27, 2007
Accepted after revision: May 28, 2008
Published online: July 29, 2008

Performance of Fluorescence Methods, Radiographic Examination and ICDAS II on Occlusal Surfaces in vitro

J.A. Rodrigues^{a,b} I. Hug^a M.B. Diniz^b A. Lussi^a

^aDepartment of Preventive, Restorative and Pediatric Dentistry, School of Dental Medicine, University of Bern, Bern, Switzerland; ^bDepartment of Pediatric Dentistry, School of Dentistry of Araraquara, São Paulo State University (UNESP), Araraquara, Brazil

Erfassung approximaler Läsionen nicht möglich !

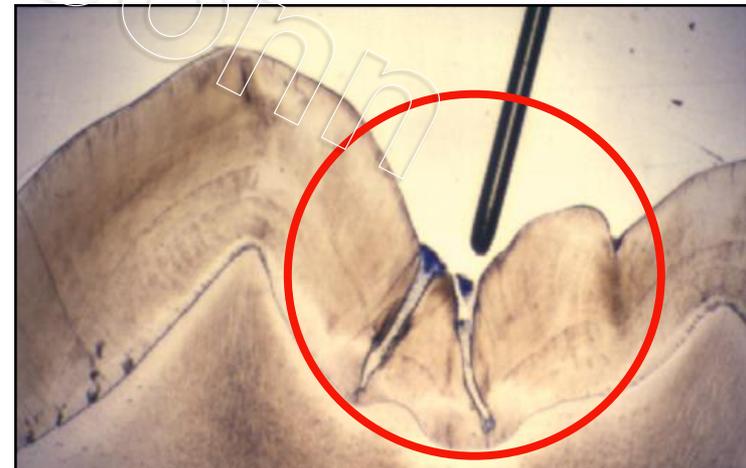




Anwendungsmöglichkeiten in der Kariesdiagnostik

1. Detektion der okklusalen Karies / Entscheidungshilfe der Primärtherapie
2. Kariesmonitoring im Rahmen von präventiven Betreuungsprogrammen
3. Kariesdetektion und Verlaufskontrolle im Rahmen der Fissurenversiegelung

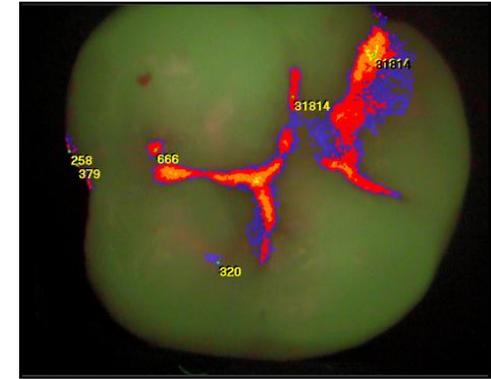
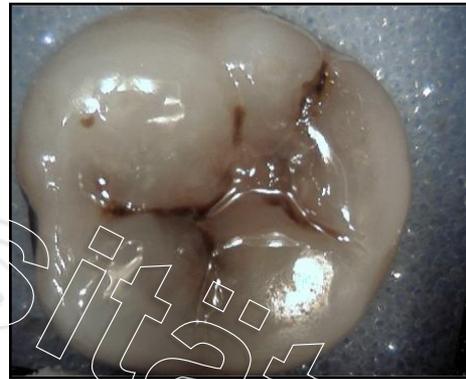
(Laser)Fluoreszenzdetektion



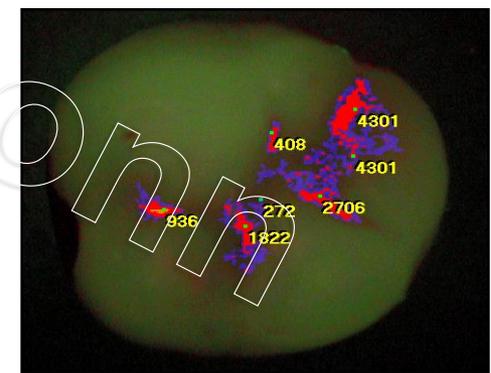
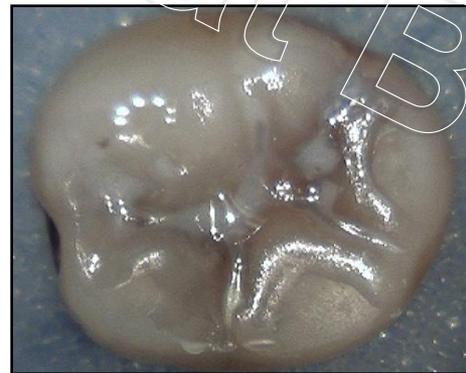
(Laser)Fluoreszenzdetektion

Fluoreszenzdiagnostik

- Karies
- *Fissurenversiegelung*
- Füllungsrand
- Konkrement
- (Leukoplakien)



vor
Vers.



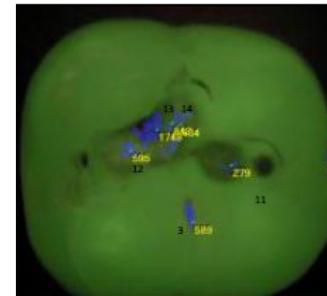
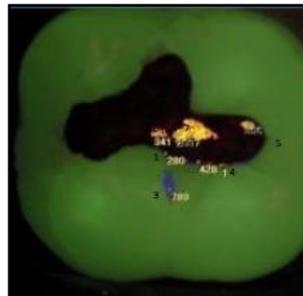
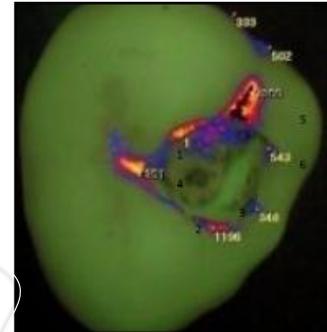
nach
Vers.

Kamerasystem VistaProof (Dürr)-Anwendung

(Laser)Fluoreszenzdetektion

Fluoreszenzdiagnostik

- Karies
- Fissurenversiegelung
- *Füllungsrand*
- Konkremente
- (Leukoplakien)



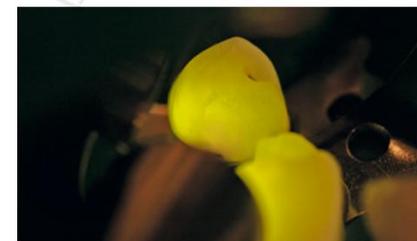
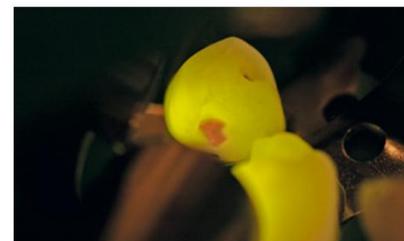
(Laser)Fluoreszenzdetektion



SIROInspect



Während der Exkavation wird der Zahn durch die Sonde mit violettem Licht (ca. 405 nm) beleuchtet. Die Diagnosebrille filtert kurze Wellenlängen unter 500 nm heraus. Lichtanteile mit höheren Wellenlängen bleiben durch den Filter sichtbar. Damit lassen sich die rot-fluoreszierenden kariösen Bereiche erkennen. Gesundes Zahnmaterial unterscheidet sich hiervon grün-fluoreszierend.

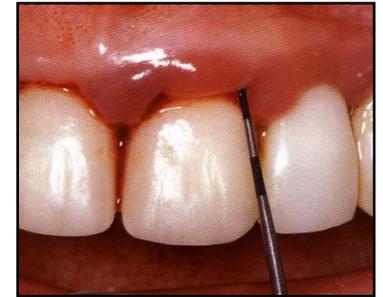


(Laser)Fluoreszenzdetektion

Indikationsspektrum: Photonische Diagnostik

Beispiel:

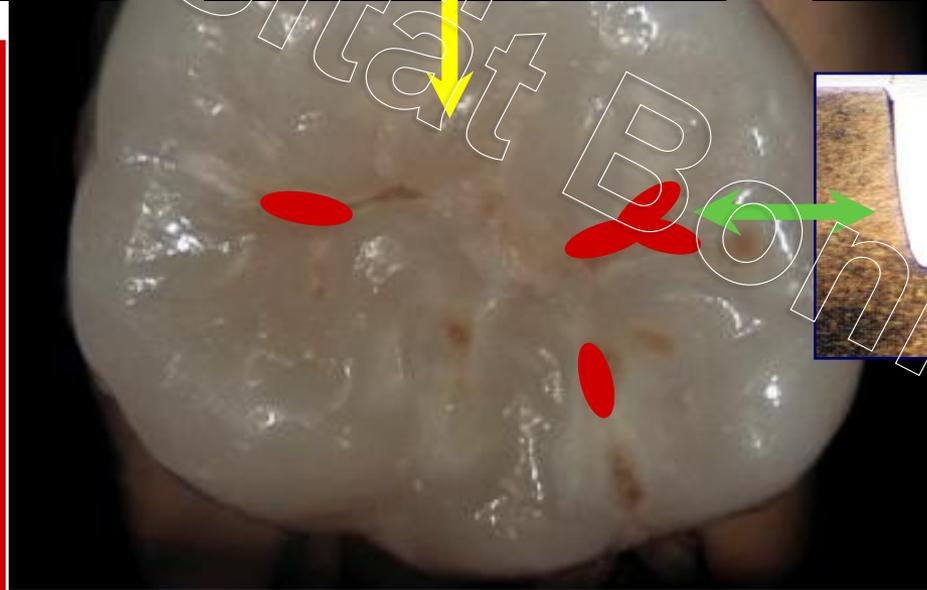
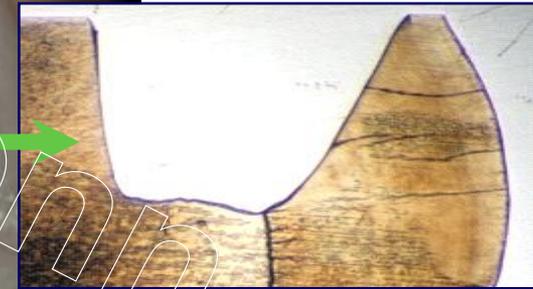
- Detektion von Konkrementen





Zukunft Theragnostik

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



LASER
(Feedback)



Beispiele für mögliche Laseranwendungen

Laser in der Diagnostik

Laser in der präventiven
Zahnheilkunde

Laser in der Kariestherapie

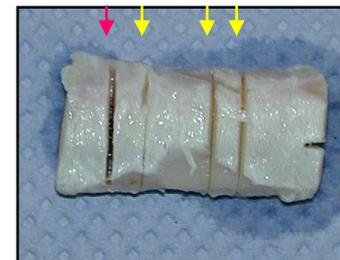
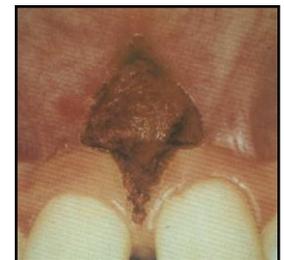
Laser in der Endodontie

Laser in der Parodontologie

Laser in der Implantologie

Laser in der Chirurgie

Laser in der Prothetik





Laser für die Zahnheilkunde

Laser	Wellenlänge	Typ
frequenzverdoppelter (2ω) Alexandrit-Laser	(376 nm)	Festkörperlaser
Argon-Ionenlaser	(488/514,5 nm)	Gaslaser
Frequenzverdoppelter (2ω) Neodymium:YVO ₄ -/YAG-Laser	(532 nm)	Festkörperlaser
Helium-Neon-Laser	(633 nm)	Gaslaser
Alexandrit-Laser	(752 nm)	Festkörperlaser
Diodenlaser	(0,8-1,0 μm)	Halbleiterlaser
Neodymium:YAG-Laser	(1,064 μm)	Festkörperlaser
Erbium-Laser	(2,6-3 μm)	Festkörperlaser
CO ₂ -Laser	(9,6-10,6 μm)	Gaslaser



Anwendungsbereiche

- Argon-Ionenlaser Komposit-Polymerisation, Chirurgie
- He-Ne-Laser Low-level-laser Therapie
- Diodenlaser Parodontologie, Endodontie, Chirurgie
- Nd:YAG-Laser Parodontologie, Endodontie, Chirurgie
- Er:YAG-Laser Hartsubstanzbearbeitun



Klinische Anwendung

Wissenschaftliche Fortschritte in der Zahnheilkunde bedingen eine zunehmende Zahl von Therapiesystemen (Instrumente / Medikamente)



Laserzahnheilkunde → Vielzahl therapeutischer Lasersysteme

Laser	Wellenlänge	Parameter
CO ₂	10,6 µm	100 W cw
Er:YAG	2,940 µm	0,7 J/ Puls
Er,Cr:YSGG	2,78 µm	< 300 mJ / Puls 0,1 J/ Puls
Nd:YAG	1,064 µm	50 W cw 2 – 20 W cw
Diodenlaser	810 – 980 nm	2 – 5 mW cw
HeNe	633 nm	1 – 3 W cw
Farbstofflaser	450 – 900 nm	15 W cw
Nd:YAG 2v	532 nm	2 – 10 W
Argon-Ion	488, 514 nm	



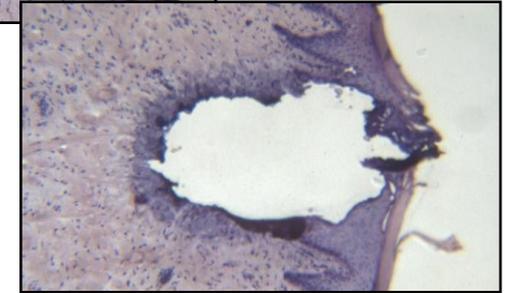
Implementierung neuer diagnostischer und therapeutischer Verfahren durch die Laserzahnheilkunde



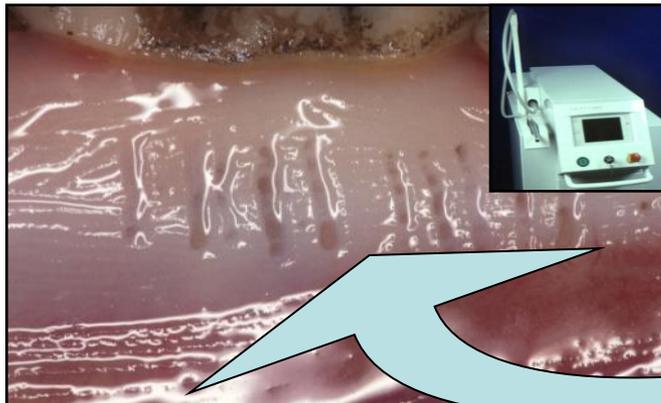
Wirkmechanismen im Gewebe



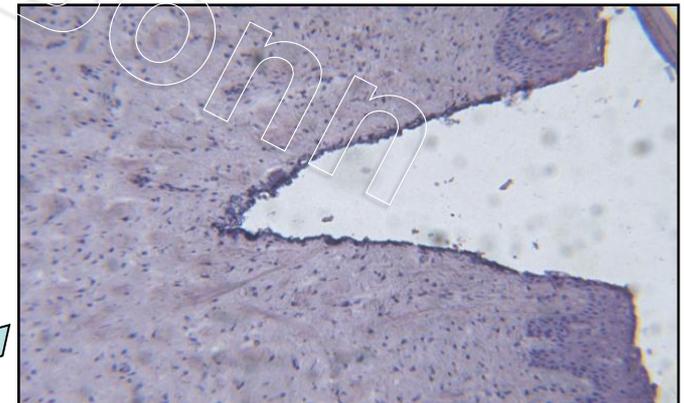
HF



Diode



Er:YAG





Chirurgische Maßnahmen

Mögliche Anwendungen in der Parodontologie beschränken sich auf Inzisionen bei mukogingivalchirurgischen Eingriffen (Frenulotomie, Frenektomie, Vorbereitung von freien Schleim-hauttransplantaten) sowie abtragende oder modellierende Maßnahmen an der Gingiva (Gingivektomie, Gingivoplastik, Entfernung von Epuliden).

Für Lappenoperationen sind sie zur Zeit wenig geeignet. Aufgrund einer fehlenden Kontrolle über die Tiefenwirkung des Laserstrahls kann eine unbeabsichtigte Bestrahlung Nekrosen von Zahnhartgeweben, Desmodont oder Alveolarknochen verursachen, die zu irreversiblen Schäden führen.



Chirurgische Maßnahmen

Cyclosporin – induzierte Gingivahyperplasie (CO₂-Laser)





Chirurgische Maßnahmen



Gingivo-
plastik
(CO₂-Laser)



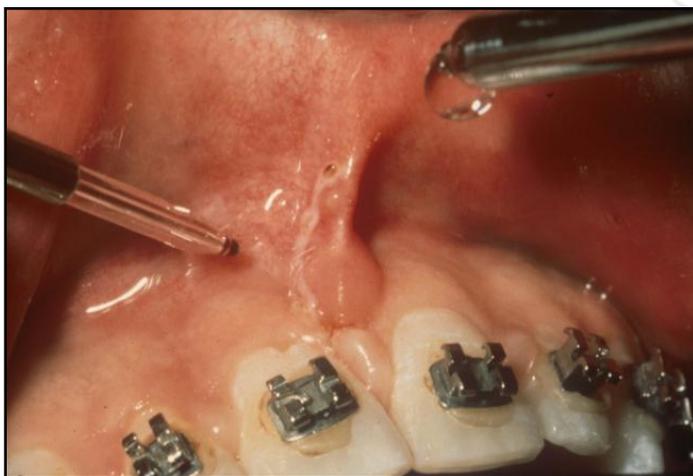
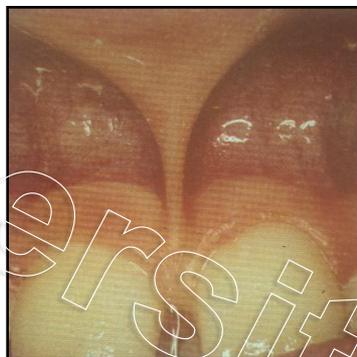
Sulkus-
Erweiterung
(Nd:YAG-Laser)



Papillektomie
(CO₂-Laser)

Chirurgische Maßnahmen

Lippenbändchen-Plastik (CO₂-Laser)



Lippenbändchen-Plastik (Ar⁺-Laser)



Chirurgische Maßnahmen



Laser ??

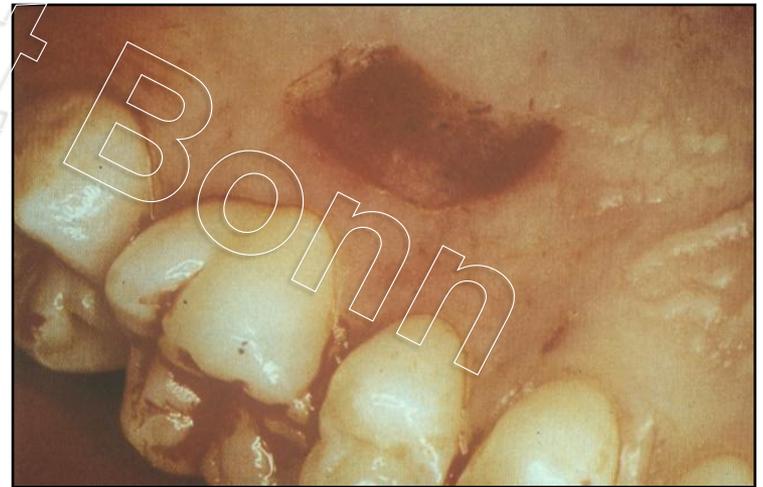
Konventionelle
VY-Plastik





Chirurgische Maßnahmen

Entnahme-Stelle bei FST
-Koagulation-
(CO₂-Laser)





Chirurgische Maßnahmen

Die Koagulationsnekrose an den Wundrändern führt zu einer Verzögerung der Wundheilung, deren Ausmaß stark vom verwendeten Lasertyp und der Applikationstechnik abhängt, die jedoch bei richtiger Anwendung dieser Geräte keine klinische Relevanz hat. Durch die Oberflächenkoagulation kann bei kleinen Eingriffen häufig auf Naht oder Verband verzichtet werden.



Laserlicht im nahen infraroten- oder im sichtbaren Spektralbereich (z.B. Ho:YAG-, Nd:YAG-, Dioden- und Argon⁺-Laserbestrahlung) kann jedoch tief in das Gewebe eintreten. Bei unsachgemäßer Anwendung derartiger Laser besteht eine erhöhte Gefahr von Wundheilungsstörungen.

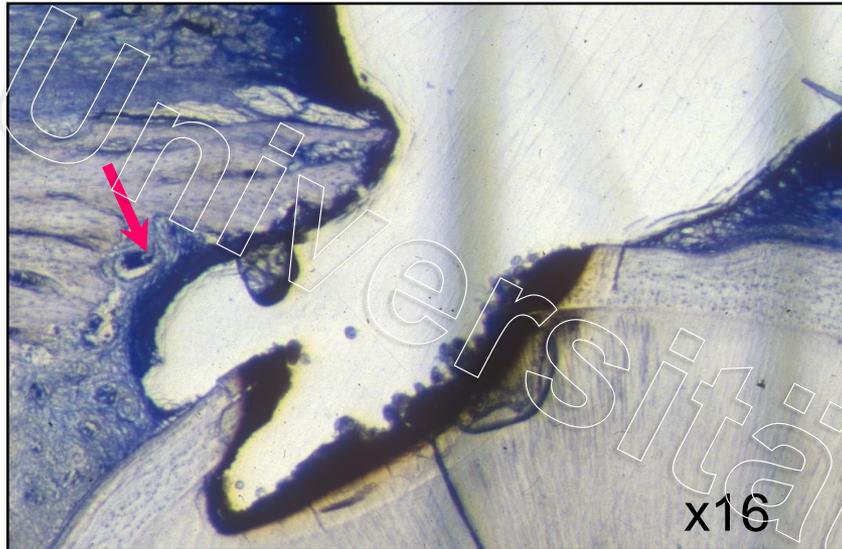
Chirurgische Maßnahmen

Bei den relativen Laserindikationen ist auf den Schutz von Zähnen, Parodont und Knochen zu achten

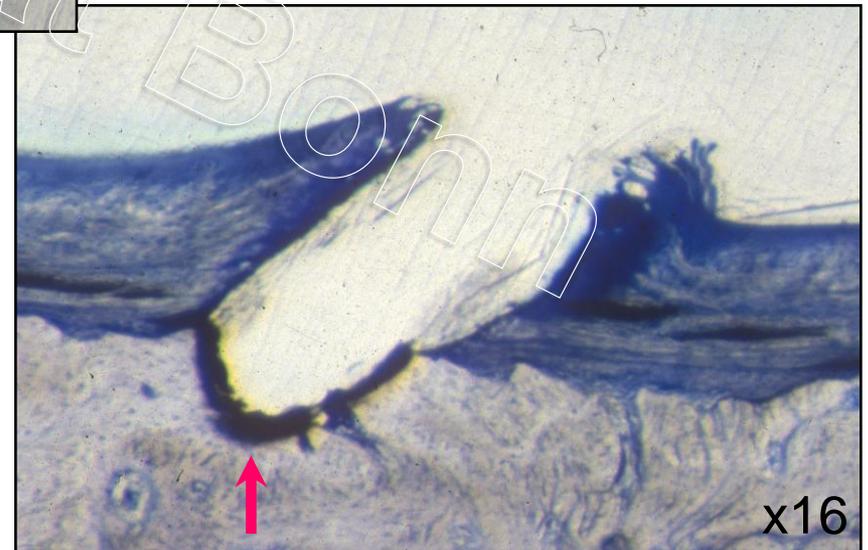




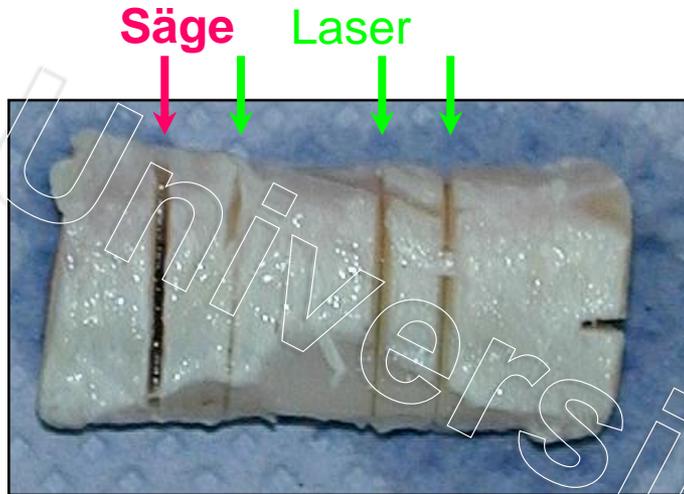
Chirurgische Maßnahmen



Mögliche Nebenwirkungen bei Anwendung chirurgischer cw- oder ms-gepulster CO₂-Laser in Knochen



Chirurgische Maßnahmen

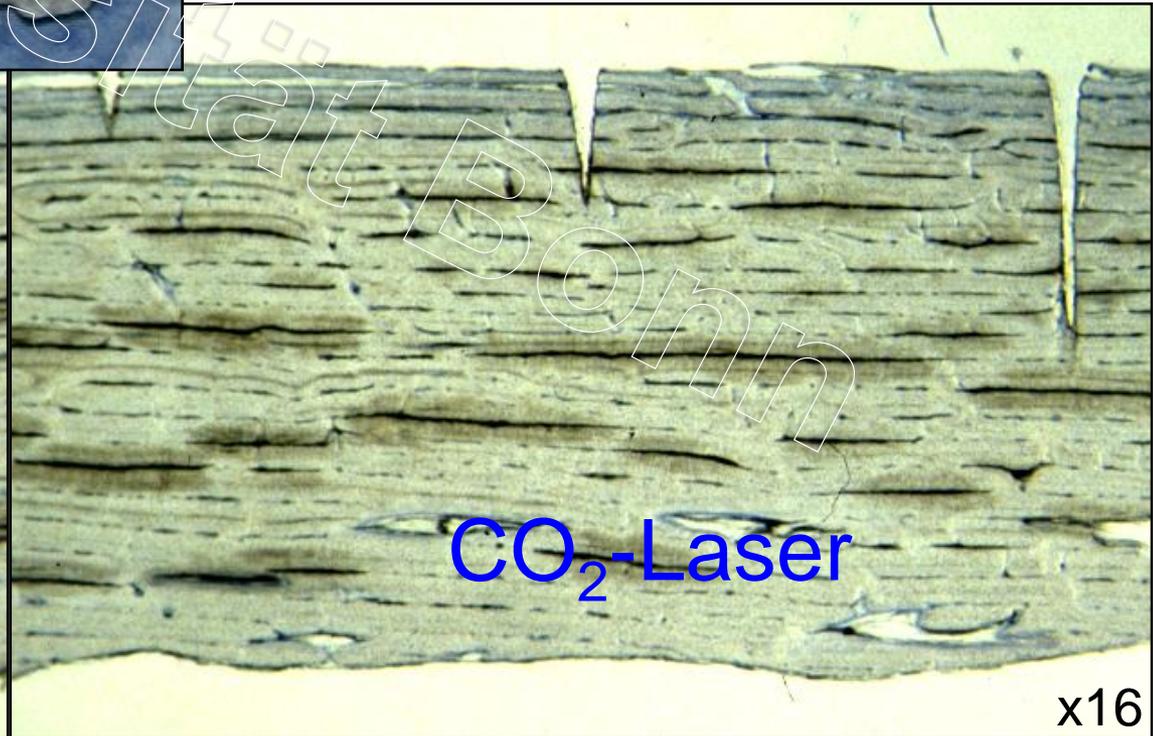


80 μ s CO₂-Laser

(CAVE: Pulsdauer !)



Säge



CO₂-Laser

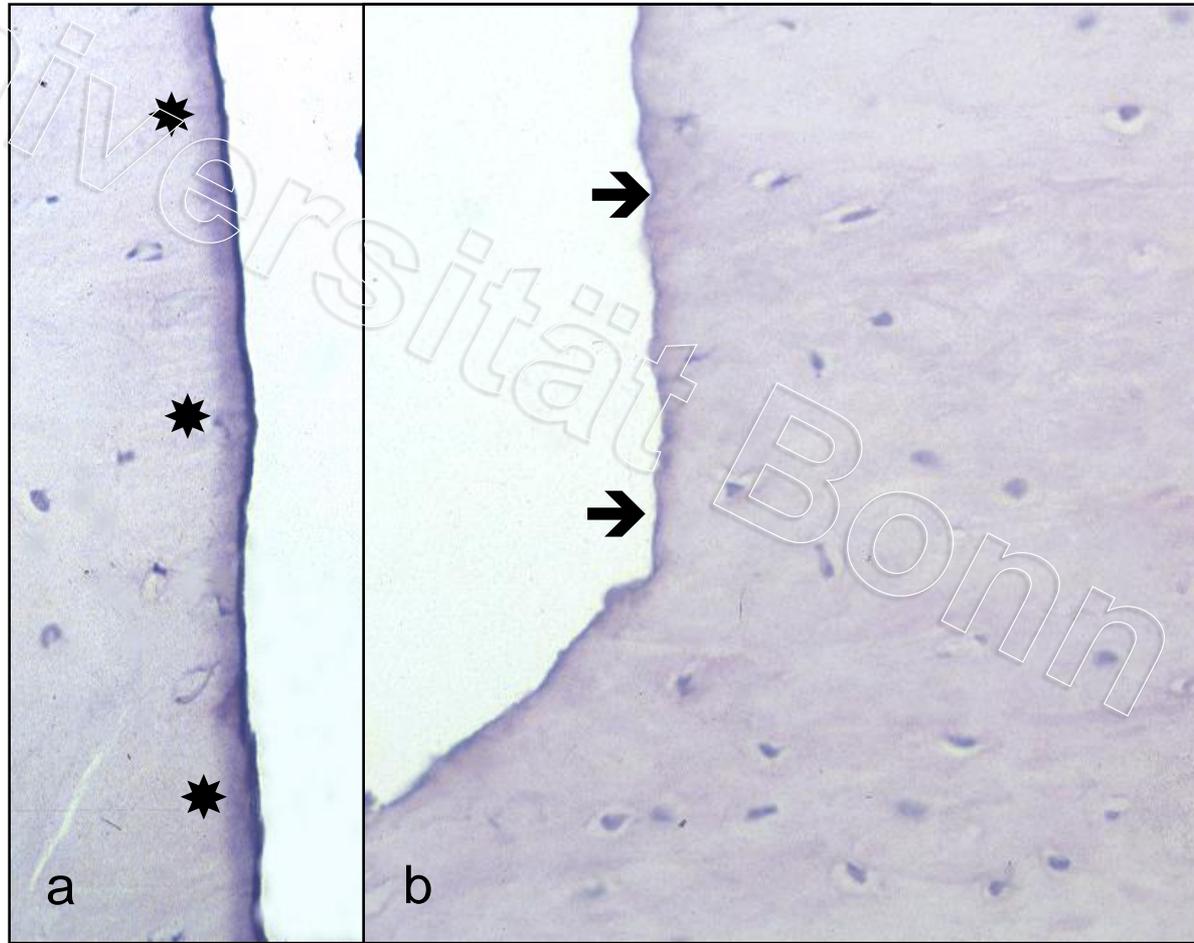
x16



Chirurgische Maßnahmen

80 μ s CO₂-Laser

CO₂-
Laser



Säge

x250

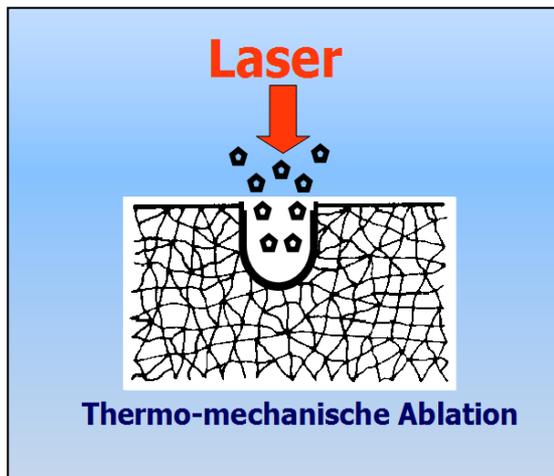
x250



Klinische Anwendung

Auswahl von Lasersystemen in der Oralchirurgie

Lasertyp	Anwendung	Gewebe	Effektivität
CO ₂	Abtragen/Schneiden	Weichgewebe	++++
Er:YAG	Abtragen/Schneiden	Knochen/Weichgewebe	+++
Er, Cr:YSGG	Abtragen/Schneiden	Knochen/Weichgewebe	+++
Nd:YAG	Schneiden Koagulieren	Weichgewebe	++ +++
Diodenlaser 810-980 nm	Schneiden Koagulieren	Weichgewebe	++ ++





Neue Strategien in der klinischen Anwendung



Laserzahnheilkunde → Vielzahl therapeutischer Lasersysteme

Neue Strategie: USPL–Technologie / Plasma-Induzierte Ablation
(free electron plasma/multi-photon-processes)

Hauptidee:	"kalte" Gewebeabtragung
Beobachtungen:	Hochpräzise Ablation mit "Plasmaerscheinungen"
Typische Laser:	Nd:YAG, Nd:YLF, Ti:Sapphir
Pulsdauer:	100 fs ... 500 ps
Leistungsdichte [Intensivität]:	$10^{11} \dots 10^{13} \text{ W/cm}^2$
Spezielle Applikationen:	Abtragen und Schneiden von oralen Weich- und Hartgeweben einschließlich online- Analyse bzw. Detektion (z.B. Fluoreszenz oder LIBS*)

All-in-one-Laser



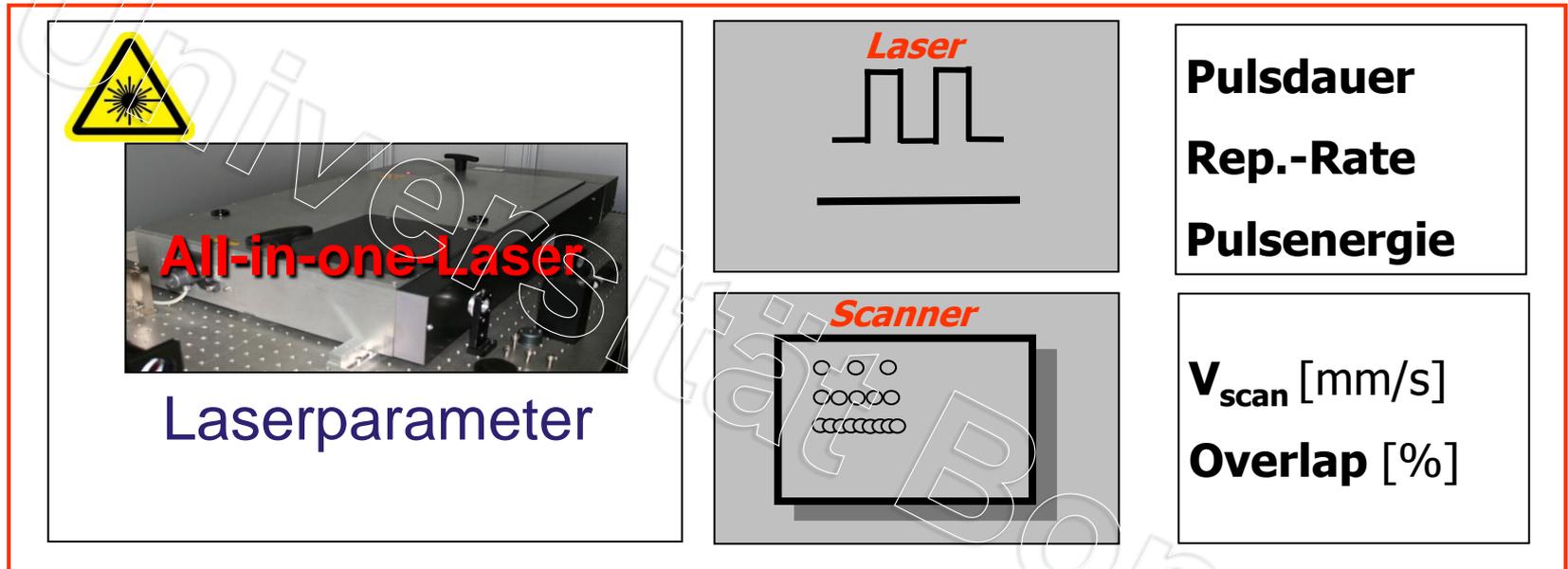
[*Laser induced breakdown spectroscopy]

[Niemz, Laser-Tissue Interactions, Berlin 1996]



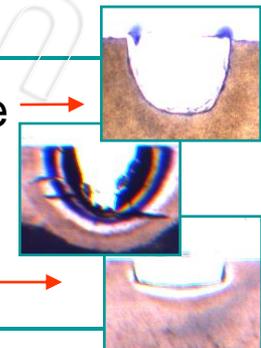
Neue Strategien in der klinischen Anwendung

USPL-Technologie / ps-Ablation

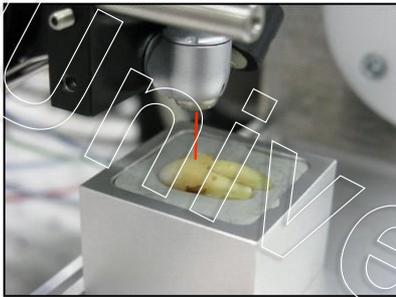


- "kalte" Ablation
- Vaporisation
- Koagulation

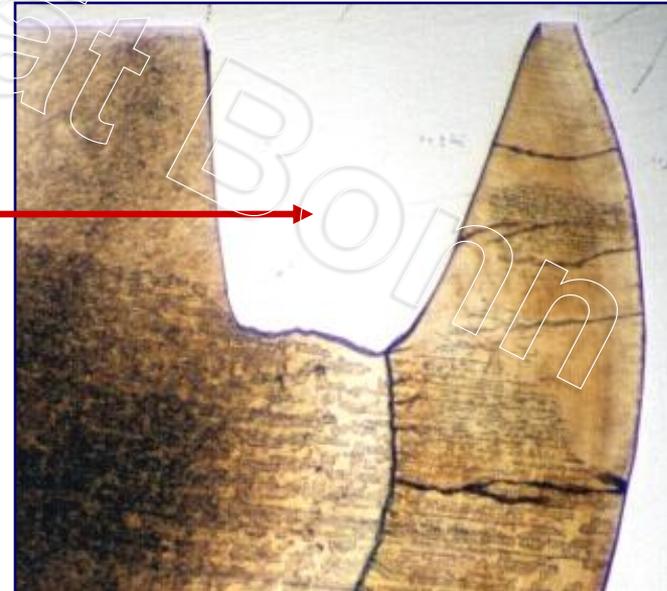
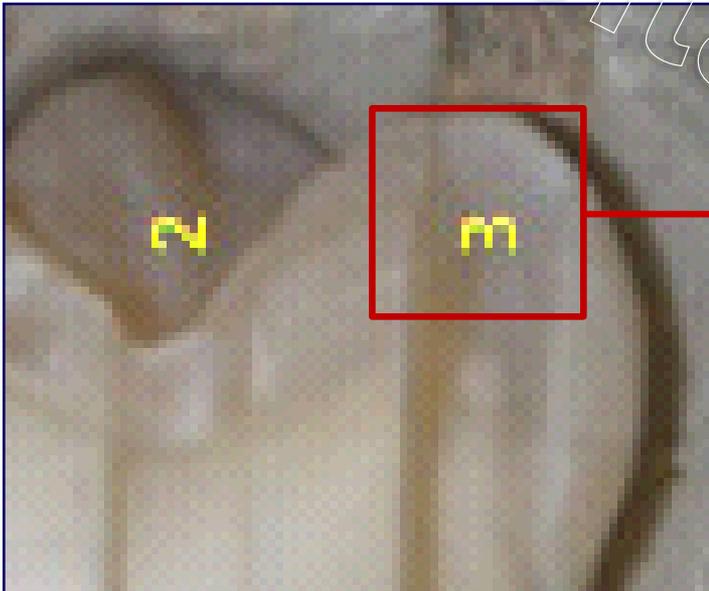
- ➔ USPL-Technologie
- ➔ CO₂-Laser
- ➔ Nd:YAG-Laser



Bearbeitung von Zahnhartgeweben



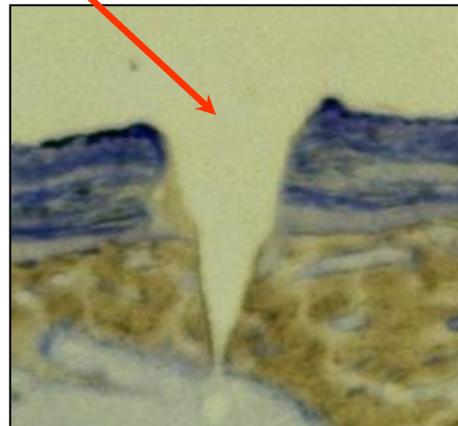
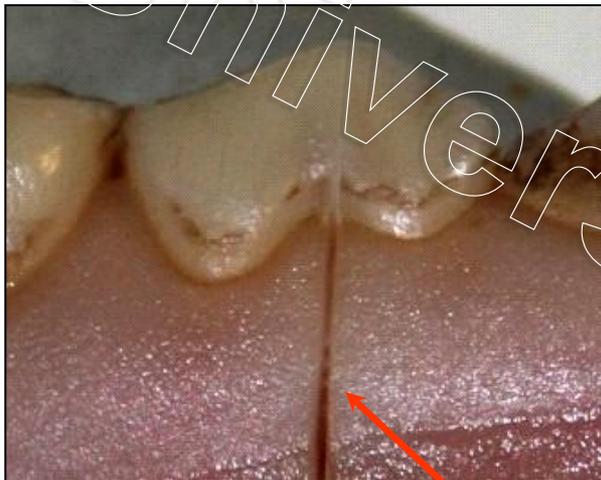
Dentin und Schmelz bearbeitet mit einem USPL-System:
Präzise Kavitätenform,
kein Hinweis auf Nebenwirkungen (x16).
Präparation ohne Luftkühlung oder Spray.





Bearbeitung von Knochen und oralen Weichgeweben

Laser-Ablation von oralem Weichgewebe und Knochen: Hochpräzise Schnitte ohne nachweisbare (thermische) Nebenwirkungen.



Poster: WFLD/Dubai 2010

Ablation of porcine bone tissue with an Ultra Short Pulse Laser System (USPL)

C. Plötz, F. Schelle, B. Oehme, O. Brede, C. Dehn, A. Braun, M. Frentzen
 Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn, Germany
 Laser Research Unit

AIM OF THE STUDY
 The aim of this study was to assess the laser-tissue-interaction and the efficiency using a new ultra short pulse laser system (USPL) for ablation of porcine bone. The USPL is assumed to be well suited to ablate dental hard tissue; therefore an efficient ablation of bone tissue could be expected.

MATERIAL AND METHODS
 The USPL used for this study was a Nd:YAG laser, emitting pulses of approximately 8 ps at 1064 nm wavelength (Vscan = 2000 - 6000 mm/s, spot size = 40µm, minimal overlap, no water cooling or spray). Ablation threshold and laser tissue interaction should be demonstrated on several laser and scanner parameters. Slices of porcine bone were sectioned into specimens of 1 cm x 5 cm. The ablation process was performed with variable repetition rates between 50 kHz and 500 kHz. Thus, the pulse energies varied from 5 to 70 µJ, depending on the chosen repetition rate and average power. Ablation rates were determined by measuring the depth of the cavities after defined exposition times with an optical profilometer in compact bone (fig. 1). Histological preparations were made to evaluate the cavity surfaces using a light microscope.

RESULTS
 Cavities ablated in compact bone were very precise and efficient (fig.3-6), resulting in ablation rates of approximately 0.5 mm³/s. The efficiency of the ablation process showed a strong dependence on the repetition rate (fig.2-3). Higher repetition rates led to shorter processing times, thus best efficiency was achieved with 500 kHz. Light microscopy showed only minimal side effects (fig.3-6).

Fig. 2: Ablation rate of bone with different pulse energies and repetition rates

Fig. 1: Measurement of a bone cavity with an optical profilometer

Fig. 3: Sample of a bone cavity analysed by polarisation microscopy (magnification x100)

- no structural damages in the mineralised tissues

Fig. 4: Sample of a bone cavity analysed by light microscopy (magnification x100, toluidine blue)

- well defined cavity walls, no cracks

Fig. 5: Sample of a bone cavity analysed by light microscopy (magnification x250, toluidine blue)

- no visible side effects or carbonisation

Fig. 6: Sample of a bone cavity analysed by light microscopy (magnification x1000, toluidine blue)

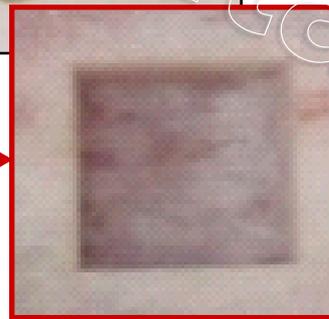
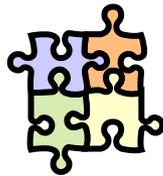
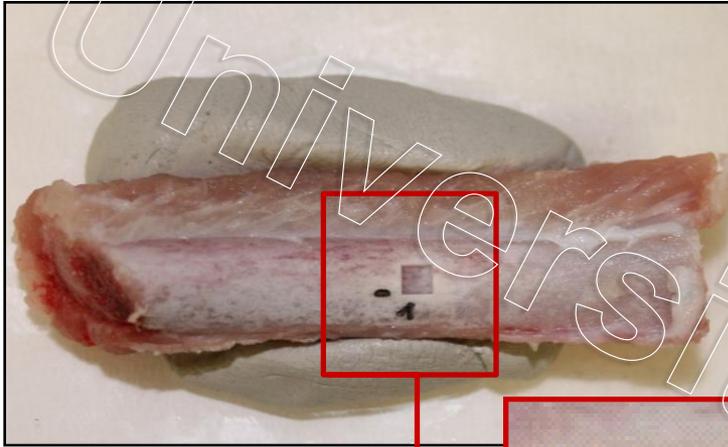
- smooth surface, no visible side effects in bone matrix
- osteocystical canals

CONCLUSION
 The present study indicates that an effective ablation of porcine bone without water rinsing and no major side effects is possible. Further studies are necessary to evaluate in vivo ablation, especially to include the specific influence of blood supply.

Funded by

C. Plötz, Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn, Weischnonnenstrasse 17, 53111 Bonn, Germany

Bearbeitung von Knochen und oralen Weichgeweben



Laser-Ablation von Knochen:
Das Beispiel zeigt ein rechteckiges
Design ohne mikroskopisch erkennbare
Nebenwirkungen.
(Ablationsrate: ca. 1-10 mm³/s)





Bearbeitung von Restaurationmaterialien

Poster: WFLD/Dubai 2010



Laserkavität in einer Gusskrone

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



Ablation of restorative materials with an Ultra Short Pulse Laser System (USPL)

A. Navidy, O. Brede, F. Schelle, B. Oehme, C. Dehn, M. Frentzen, A. Braun
Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn, Germany
Laser Research Unit

AIM OF THE STUDY
The aim of this investigation was to analyze the ablation of dental restoration materials using a new ultra short pulse system (USPL).

MATERIAL AND METHODS
The dental restoration materials composite resin (C) and phosphate cement (PC) were included. Ablation threshold tissue interaction were demonstrated on several laser and scanner parameters. The light source used for the pulsing was a Nd:YAG laser with a wavelength of 1064 nm. Repetition rates varied from 100 kHz to 500 kHz. The pulse width was 8 ps. In a series of various specimens over 70 cavities were analyzed. The cavity surface was evaluated using reflected light microscopy (fig. 1, 2). Laser ablation of PC resulted in cavities with a bubble like surface glazing. The created cavity surfaces in composite resins were smooth and precise.

Fig. 1a: Phosphate cement cavity after irradiation - Microscopically visible bubble formation

Fig. 1b: 3D outcut of figure 1a highlights the bubble formation of the surface

Fig. 1c: The profile analysis of figure 1a shows surface

Fig. 2a: Composite cavity after irradiation - Microscopically sharply defined cavity formation

Fig. 2b: 3D assessment of figure 2a shows the cavity with sharply defined margins

Fig. 2c: The profile analysis of figure 2a shows defined and precise cavity outline

Fig. 1 Parameters: Rep. Rate 500 kHz, Time 2,1 s, Total Energy 15 J, Ablation volume 45.12 mm³/min, Size 2,25 x 2,25 mm

Fig. 2 Parameters: Rep. Rate 500 kHz, Time 0,67 s, Total Energy 15 J, Ablation volume 20,36 mm³/min, Size 1 x 1 mm

RESULTS

While USPL technology makes it possible to ablate as good as any given material, we could demonstrate severe effects when ablating phosphate cement.

CONCLUSION

Further studies are necessary to determine laser and scanner parameters that minimize the thermal stress on the material during the ablation process.

Thermal effects ablating restorative materials with an Ultra Short Pulse Laser System (USPL)

R. Wehry, O. Brede, F. Schelle, B. Oehme, C. Dehn, S. Reimann, M. Frentzen, A. Braun
Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn, Germany
Laser Research Unit

AIM OF THE STUDY
The aim of this study was to assess temperature generation in several restoration materials following laser ablation using an ultra short pulse laser system (USPL). Depending on the type of restoration material and material thickness, thermal side effects during the ablation process should be evaluated.

MATERIAL AND METHODS
Specimens of phosphate cement (PC), ceramic (CE) and composite (C) were used (fig. 1). The thickness of the respective materials was 1 to 5 mm. The laser source was a Nd:YAG laser at 1064 nm, a pulse length of 8 ps and a repetition rate of 500 kHz. The beam was focussed to a spot size of 25 µm. The beam was focussed onto the surface of the specimens. Ablation was performed at a constant total energy of 4 J, employing a scanner system ($v_{scan} = 2000$ mm/s) to create rectangular cavities of 1.5 mm edge length (fig. 2). A temperature sensor (TDA 3000, Jumo) was placed at the back of the specimen, recording the temperature for several seconds from the start of the ablation process. All measurements were made employing heat-conductive paste and without any additional cooling or spray.

RESULTS
As heat transport is strongly affected by material properties like heat capacity and heat conduction, significant differences could be observed among the diverse relevant materials ($p < 0.05$). For example the temperature increase in composite was higher than in ceramic (fig. 3). Furthermore a statistically significant difference of temperature increase could be observed for the different thicknesses within each material ($p < 0.05$, fig. 4).

Fig. 1: Specimens of (a) composite (b) ceramic (c) phosphate cement

Fig. 2: Representative examples for cavities in composite (a) and phosphate cement (b)

Fig. 3: Different temperature generation depending on diverse materials and different layer thickness (total energy 4 J). Two areas are marked: (a) 5-8 °C: hyperaemic pulp reaction; (b) 23-28 °C: protein denaturation.

Fig. 4: Influence of thickness on rise in temperature (total energy 4 J).

CONCLUSION
The USPL system offers a wide range of possibilities to further assess heat generation caused by the ablation process. In the present study the preparation of restorative materials employing an USPL laser led to a heating of the respective materials. Further studies are needed to gain a deeper understanding of the nature of this temperature increase and how to control and minimize the thermal side effects.

Funded by: Federal Ministry of Education and Research, MILADI

S. Wehry, Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, University of Bonn, Weichengrabenstrasse 17, 53111 Bonn, Germany, e-mail: wehry@uni-bonn.de

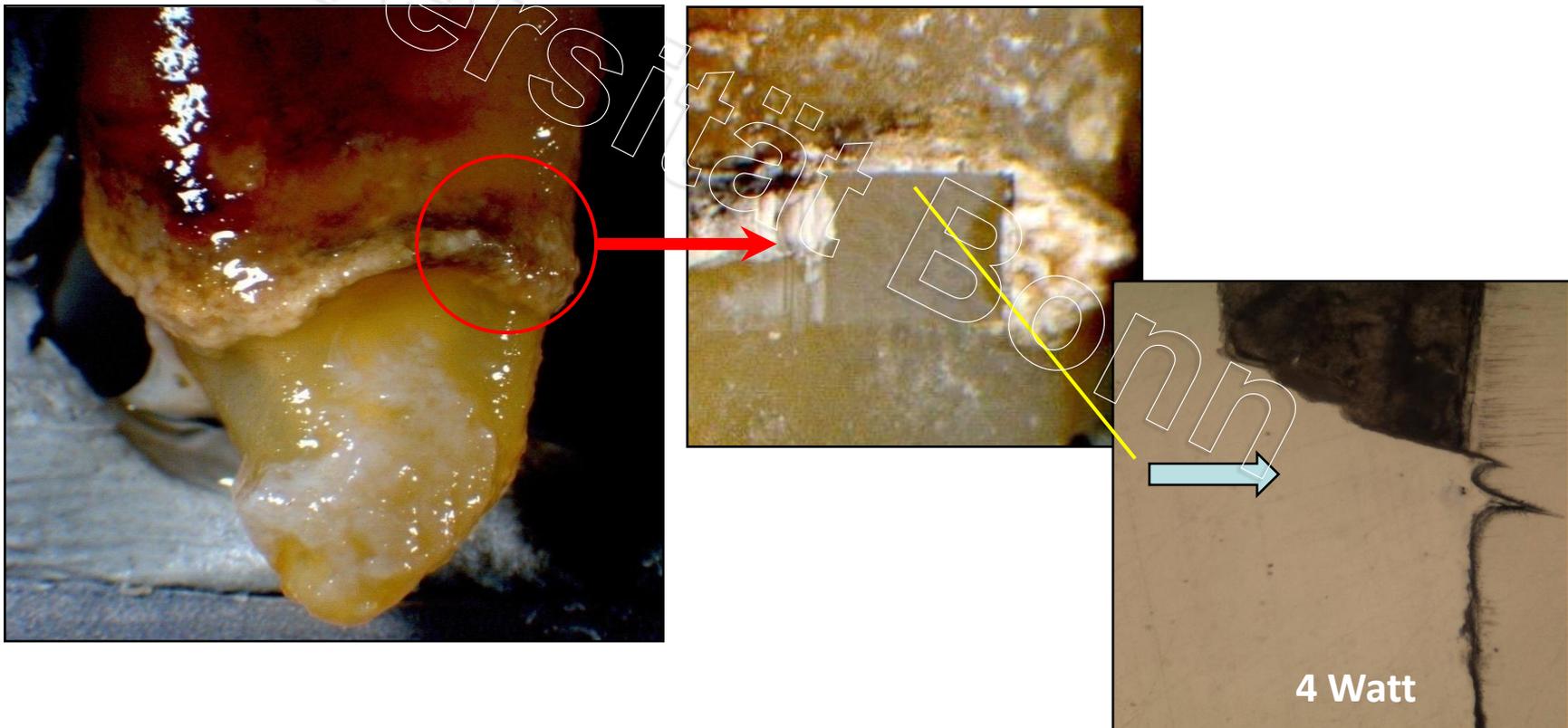
universität bonn



Möglichkeiten der Konkremententfernung

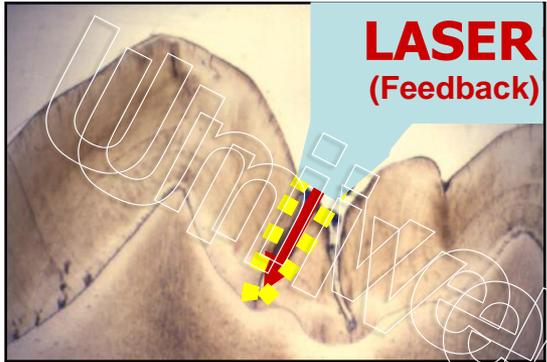
USPL-Technologie / ps-Ablation

Im Bearbeitungsfeld konnten Biofilme und Konkreme bei einer Durchschnittsleistung von 4 W sicher entfernt werden, ohne die Zahnhartgewebe zu schädigen. Es entsteht eine glatte Oberfläche.



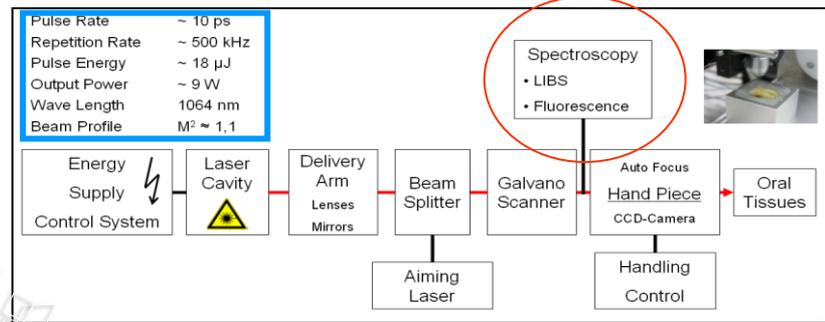


Detektion und Diagnose



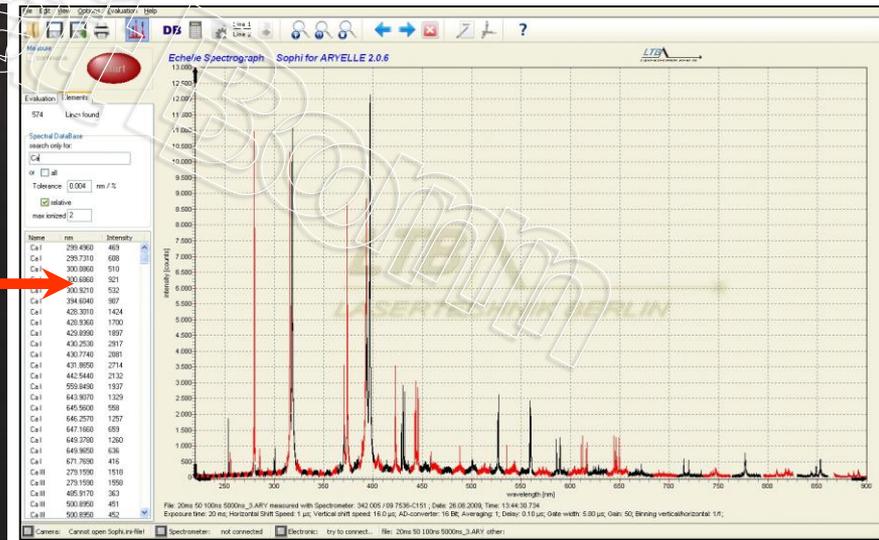
Beispiel:
Selektive Kariesentfernung

Plasma-induzierte Ablation



M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"

All-in-one-Laser
USPL-Technologie



z.B. LIBS* (Laser induced breakdown spectroscopy)

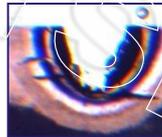


Zusammenfassung

All-in-one-Laser / USPL-Technologie / Plasma-induzierte Ablation

USPL-Technologie: Variation der Systemparameter

- ps-Ablation
- Karbonisation
- Koagulation



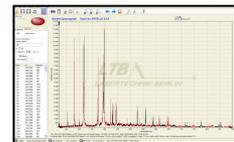
ist möglich.



Im Ablationsmodus ist eine ... Analyse/Detektion möglich.



(Laser induced breakdown spectroscopy, fluorescence)





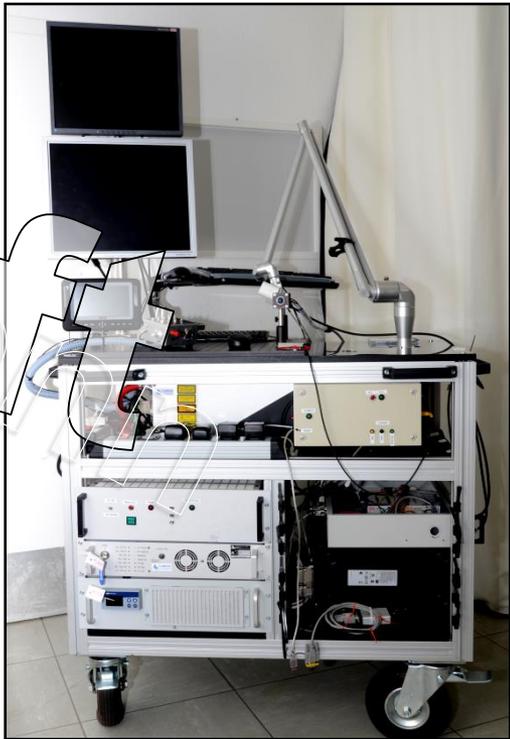
Zukunft

Verbundprojekt MiLaDi (Minimalinvasive Laserablation und Diagnose von oralem Hartgewebe) - Oralbiologische und klinische Erforschung eines Pikosekunden-Lasertherapiesystems für die Zahnheilkunde -

M.Sc. Klinische Medizintechnikforschung "LASER"



All-in-one-Laser





Universität Bonn

Ende
