

12 Laser in der Medizin

12.1 Funktionsweise von Lasern am Beispiel Excimer

12.2 Eigenschaften von Laserstrahlung

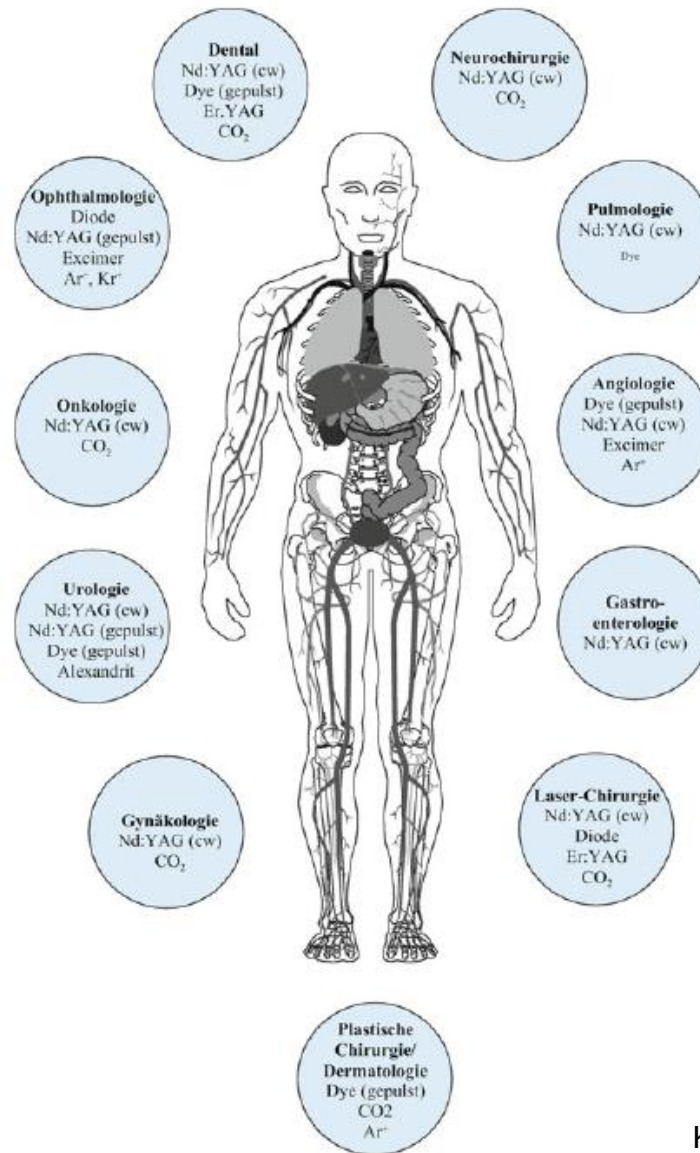
12.3 Resonatoren

12.4 Leistungsdichte

12.5 Lasersicherheit

12.6 Beispiel-Anwendungen

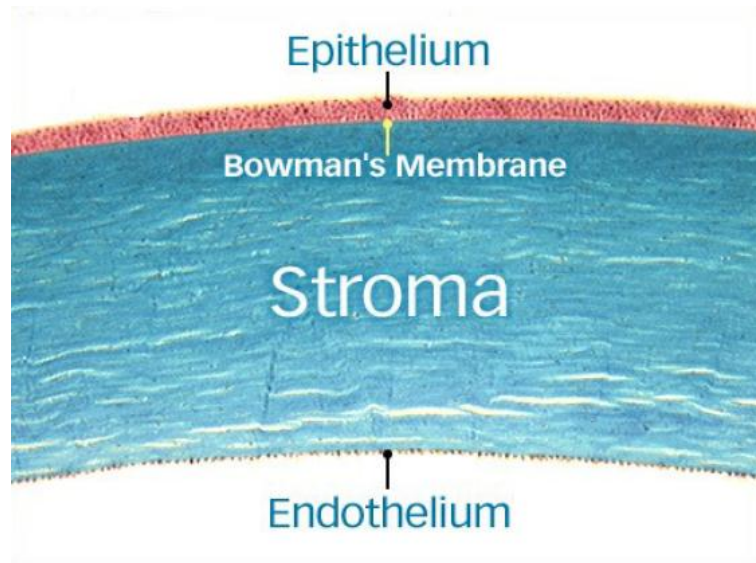
Laser-Anwendungen



Laser-Anwendungen

Laser	Modus	Medizinisches Anwendungsfeld
Ar ⁺ , (Kr ⁺)	cw	Dermatologie, Ophthalmologie, HNO
KTP	gepulst	Plastische Chirurgie, Dermatologie
FDL	gepulst	Dermatologie (585 nm), Urologie (504 nm)
Nd:YAG	cw	Chirurgie, Urologie, Gynäkologie, Neurochirurgie, Gastroenterologie, Pulmologie
Nd:YAG	gepulst	Ophthalmologie, Lithotripsie
CO ₂	cw	Chirurgie, Dermatologie, HNO, Gynäkologie, Neurochirurgie, plastische Chirurgie
Er:YAG	gepulst	Dermatologie, plastische Chirurgie, Zahnmedizin
Diode	cw	Chirurgie, Dermatologie (810, 940, 980 nm); PDT (630 nm); Dermatologie (800 nm)
Excimer	gepulst	Angiologie, Ophthalmologie
Rubin	gepulst	Dermatologie
Alexandrit	gepulst	Dermatologie

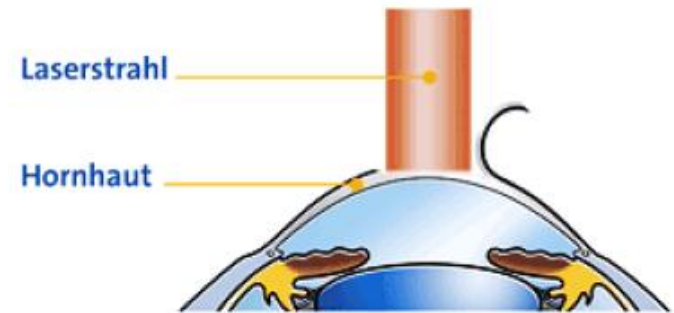
Lasik



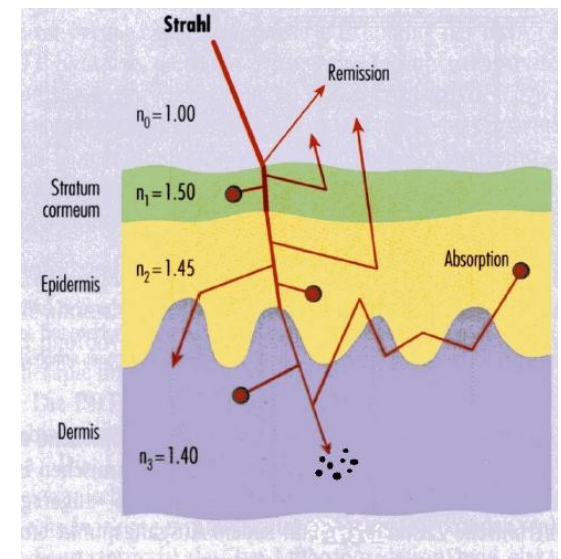
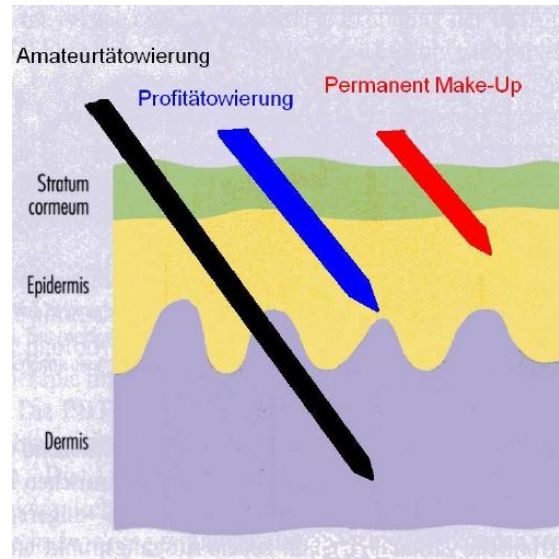
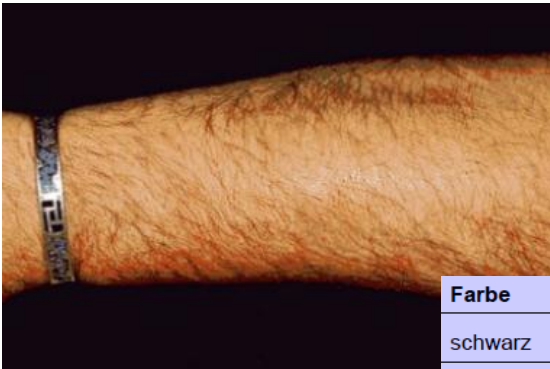
Dicke
Ca. 0.5mm

Abtrags-Dicken

ΔD (diopters)	R_f (mm)	$d(0)$ (μm)
1	7.965	9.0
2	8.137	17.9
3	8.316	26.8
4	8.504	35.7
5	8.700	44.6
6	8.906	53.4
7	9.121	62.2
8	9.347	71.0
9	9.585	79.7
10	9.835	88.4

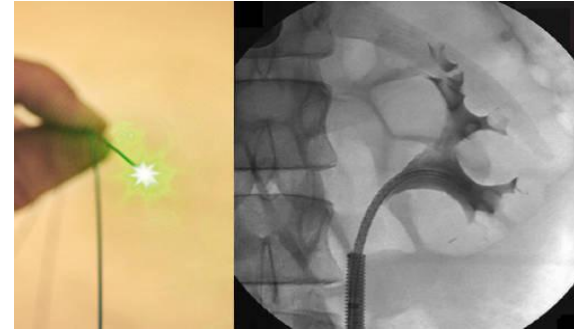


Tattoo-Removal



Farbe	Rubinlaser	Nd:YAG-Laser 1064nm	Nd:YAG-Laser 532nm	Alexandritlaser	Pigment-Farbstofflaser
schwarz	+++	+++	-	+++	-
braun	+	+	+	+	-
blau	+++	+++	-	+++	-
violett	+	-	-	-	+
rot	-	-	+++	-	+++
orange	-	-	++	-	+++
gelb	-	-	+	-	+
grün	+++	-	-	+++	-
weiß/hautfarben	-	-	-	-	-

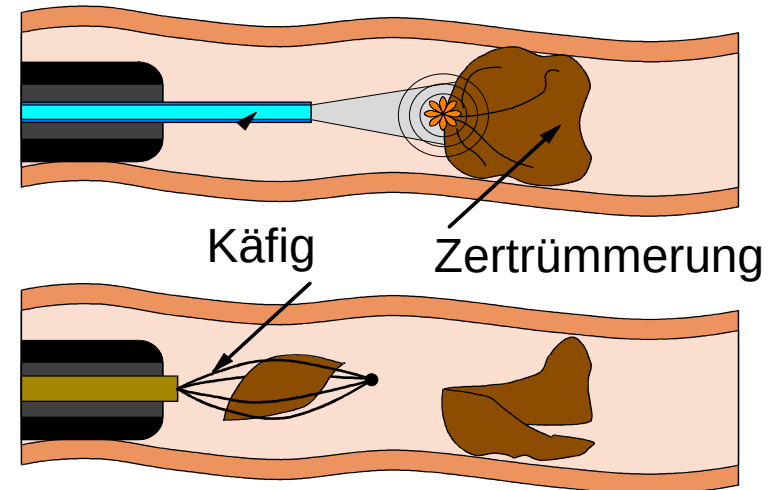
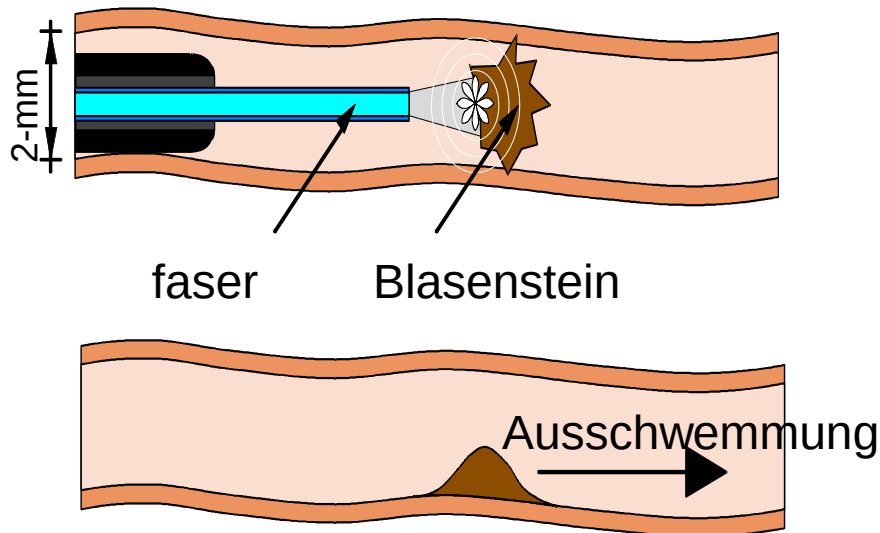
Beispiel:
Laser-Zertrümmerung
von Nieren / Blasensteinen



Bilder

<http://www.dr-michaelwong.com/images/laser.gif>

<http://www.photonicnet.de/Aktuelles/partner/2010/september/a498446806.jpg>



12 Laser in der Medizin

12.1 Funktionsweise von Lasern am Beispiel Excimer

12.2 Eigenschaften von Laserstrahlung

12.3 Resonatoren

12.4 Leistungsdichte

12.5 Lasersicherheit

12.6 Beispiel-Anwendungen

Grundkomponenten Laser

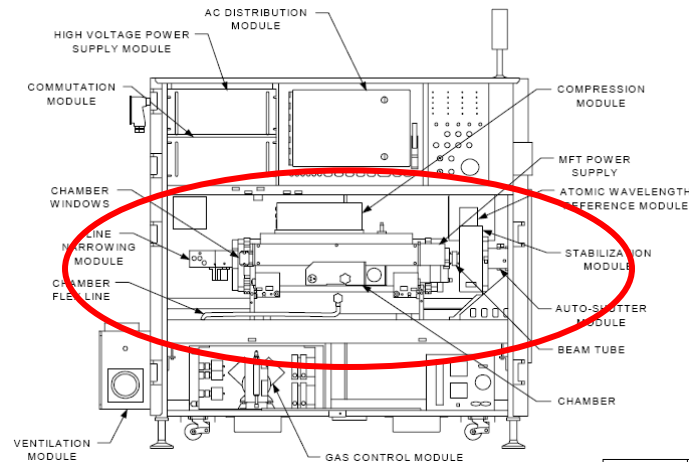
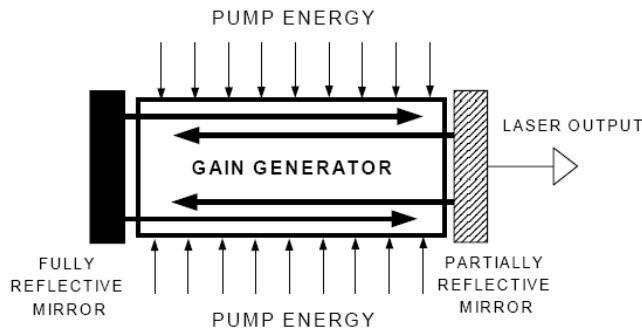
Jeder Laser besitzt folgende Komponenten:

- Verstärkungsmedium
- Pumpmechanismus
- Resonator

Excimer

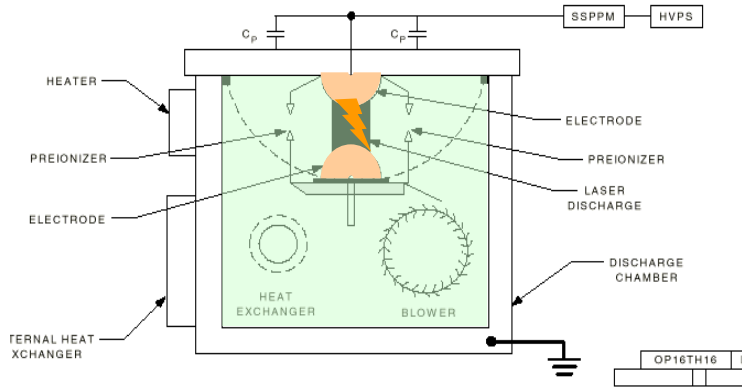


- Gasgemisch (KrF, ArF)
- Gepulste Entladung (Hochspannung)
- Auskoppelspiegel (R=30%) & (frequenzselektiver) Vollspiegel

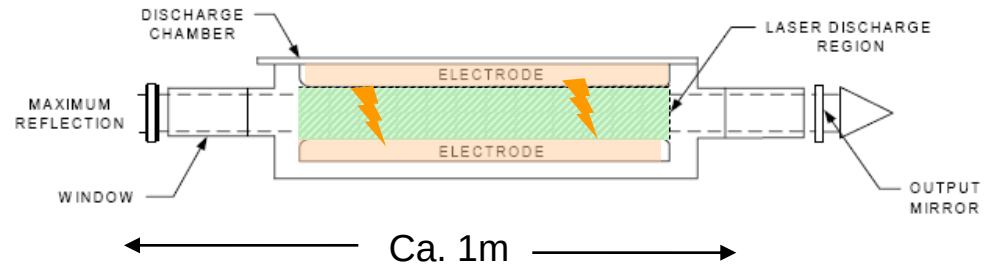


Laser Kammer – Pumpvorgang – Molekulare Dynamik

Querschnitt

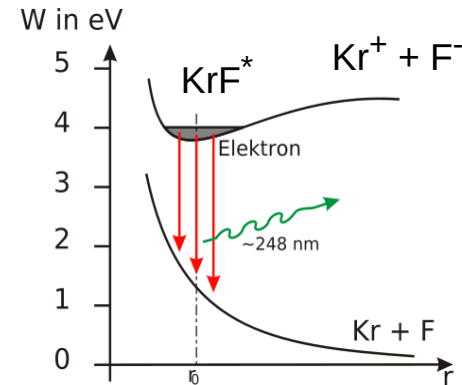
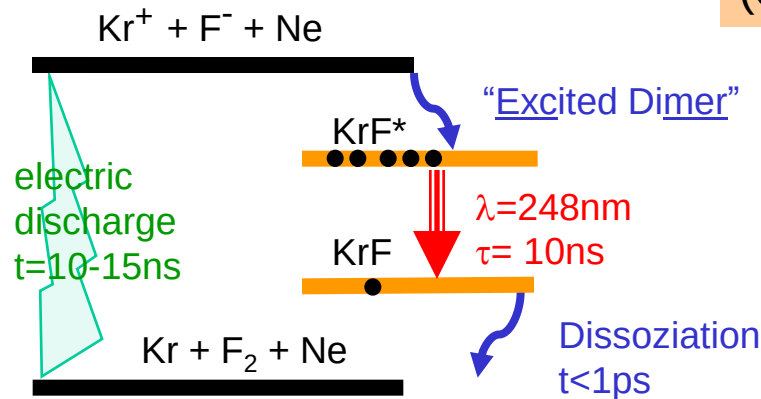


Seitenansicht



Gasmischung: Kr + F₂ + (Ne)

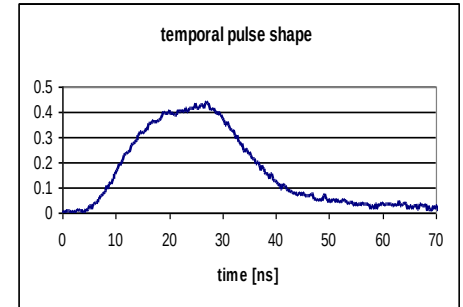
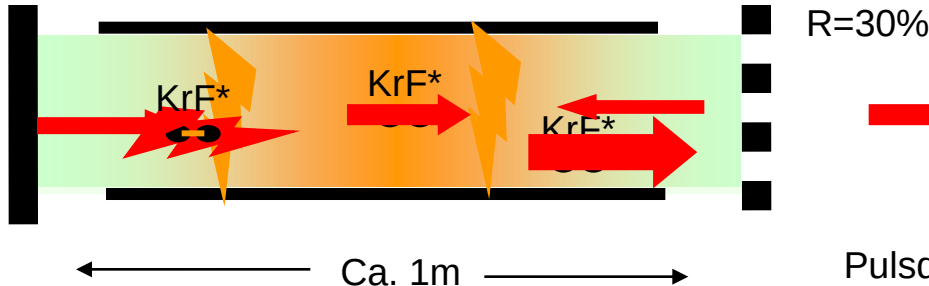
Hochspannungs-Entladung
(ca. 20 kV in 20ns)



Instabiler Grundzustand $\Rightarrow$ Besetzungsinversion (Vorraussetzung für Laser)

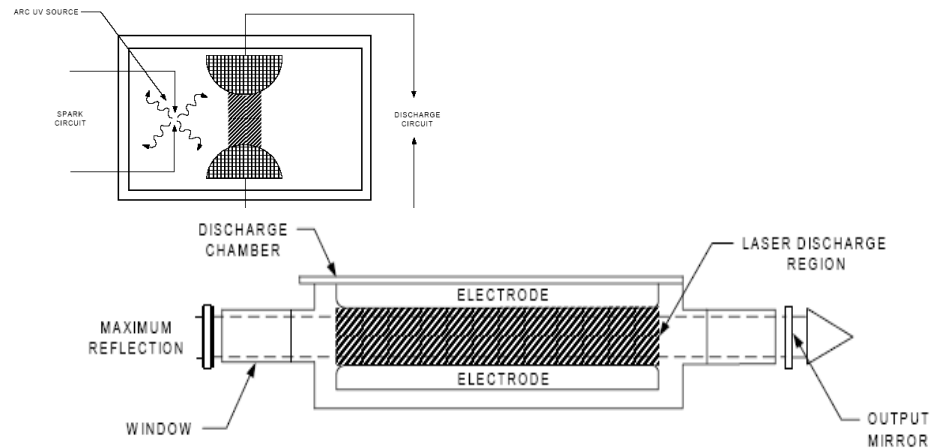
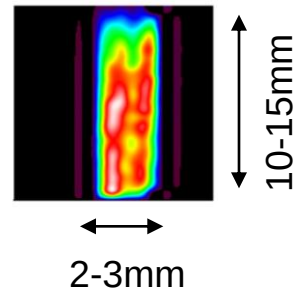
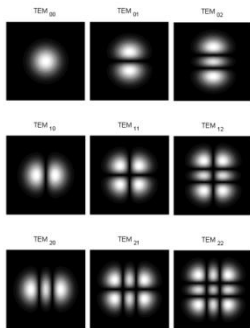
Zeitlicher Verlauf Laserpuls

Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation



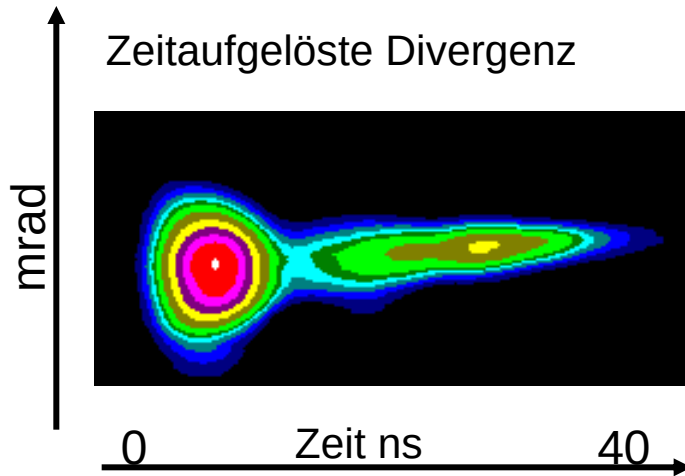
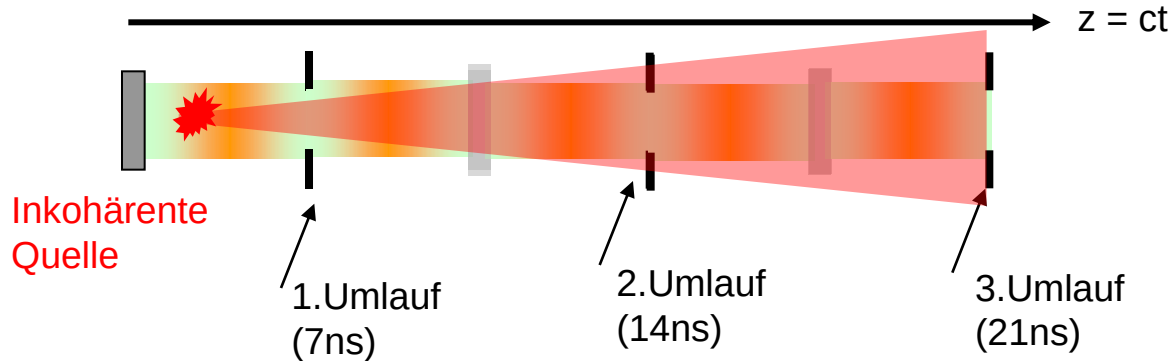
Pulsdauer (optisch) = 20-30ns
 Pulsenergie: 10-20mJ
 Wiederholrate: 1kHz -6kHz

- 20ns → 3-4 Umläufe → Kein stabiler Zustand
- Gainprofil und Resonatorgeometrie dominiert Strahlprofil und Divergenz



Zeitabhängigkeit der Eigenschaften des Laserpulses

→ Eigenschaften des Lasers ändern sich über den Puls, z.B. Divergenz
Einfaches Bild: Entfalteter Resonator



→ Divergenz ändert sich über den Puls

Damit ändert sich zeitlich auch:

- Strahlqualität
- Kohärenz

Spektrale Eigenschaften: Frequenz-Einengung

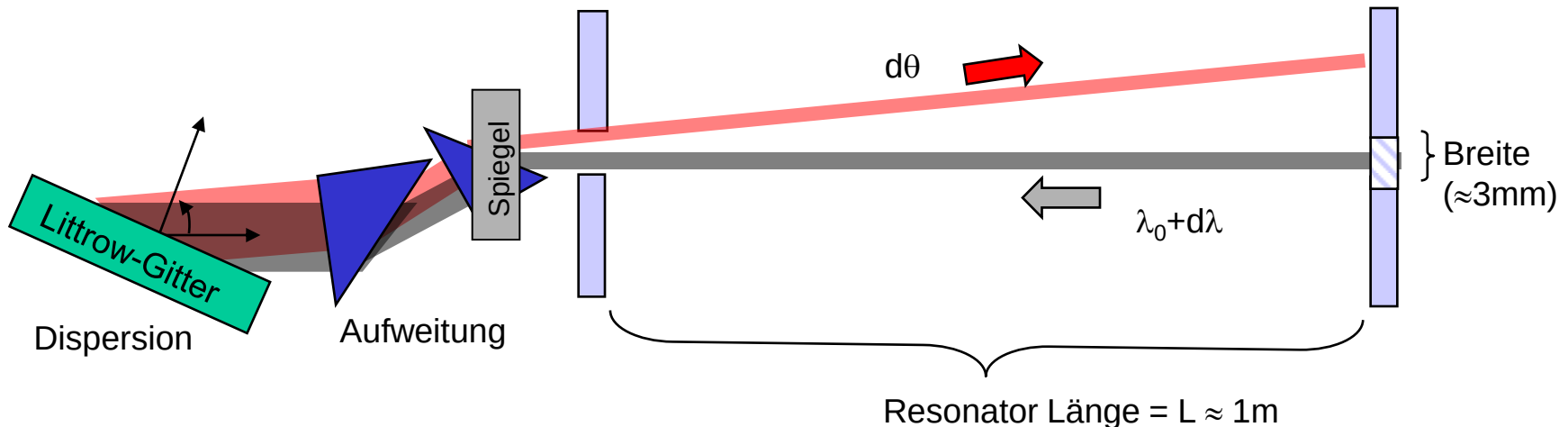
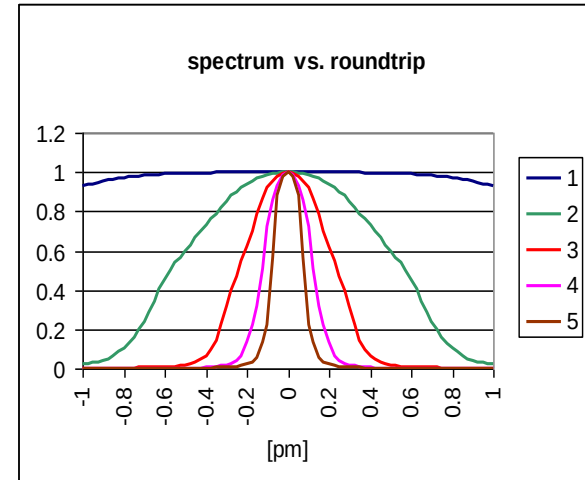
Frei laufender Laser

→ liefert Spektrum der Breite 300pm
(= molekularer Übergang)

Schmalbandiger Betrieb:

Vollspiegel wird durch dispersives
Element ersetzt und leistet
Wellenlängenselektion
ohne große Verlust (da im Resonator)

→ Bandbreite variiert über Puls



Laser-Arten

Excimer-Laser:

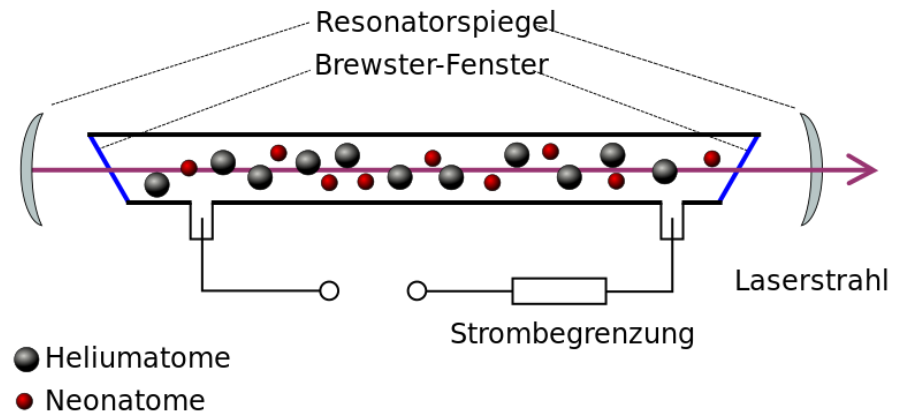
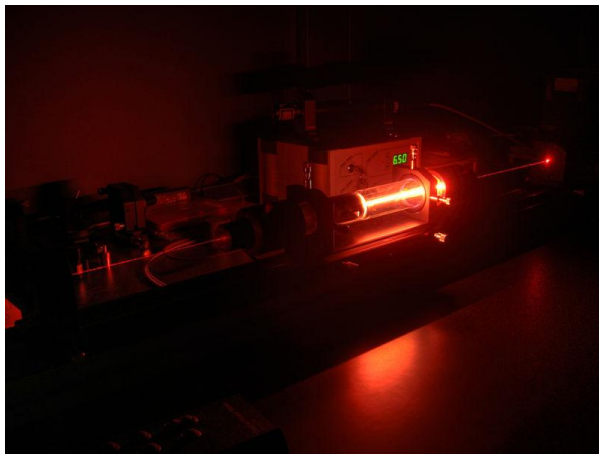
Kein stabiler Zustand
& Zeitabhängigkeiten
Pulsbetrieb

Komplexe Blitz-Lampe
„Superstrahler“

He-Ne-Laser

Ebenfalls elektrisch
gepumpter Gaslaser, aber
Gleichgewichtszustand
cw-Betrieb

Hoch-kohärente Lichtquelle
„Ideal-Laser“

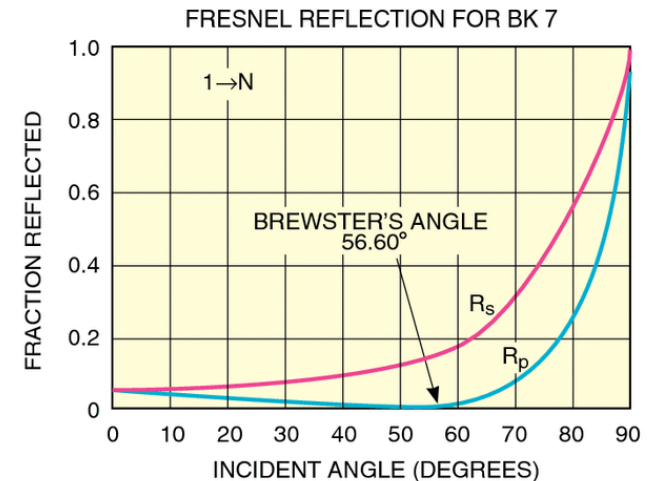
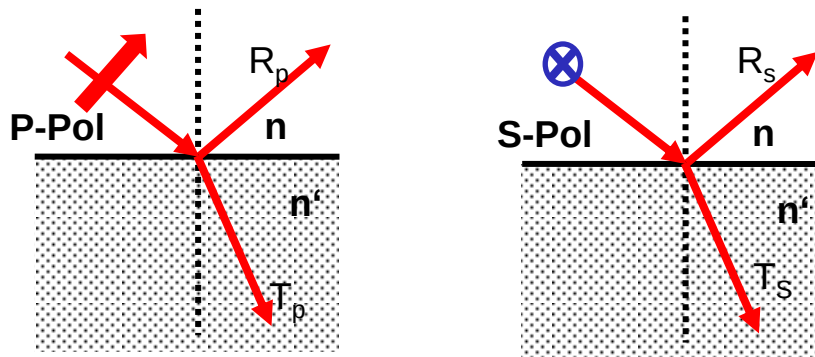


Exkurs: Brewster-Fenster

Brewster-Fenster werden in der Lasertechnik gerne eingesetzt, da dann die Reflexions-Verluste minimal sind.

Prinzip: Ausnützung des Brewster-Winkels

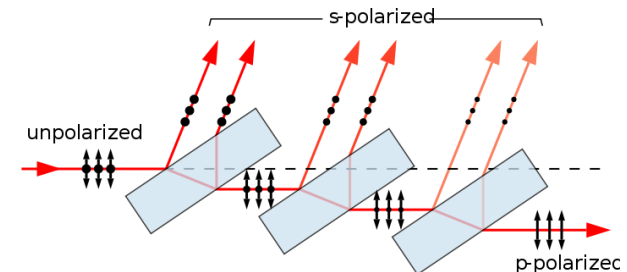
Erinnerung: Reflexion und Transmission sind Polarisationsabhängig (Fresnelsche Formeln). Beim Brewster-Winkel wird die p-Komponente komplett transmittiert:



Konsequenz:

Da Brewster-Fenster nur für eine Polarisationsrichtung optimal sind, wird die andere Polarisierung unterdrückt

➔ **Laser sind meist linear polarisiert**



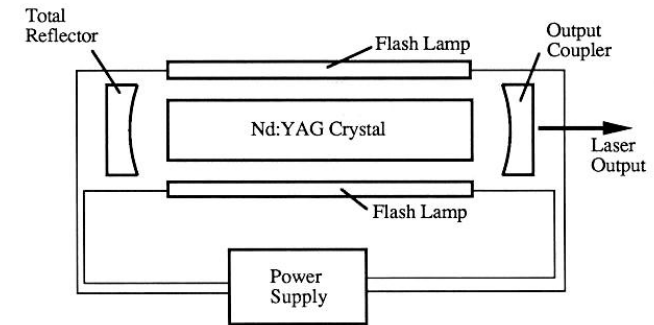
Weitere Laser-Arten

In der Medizintechnik werden hauptsächlich folgende Laser eingesetzt:

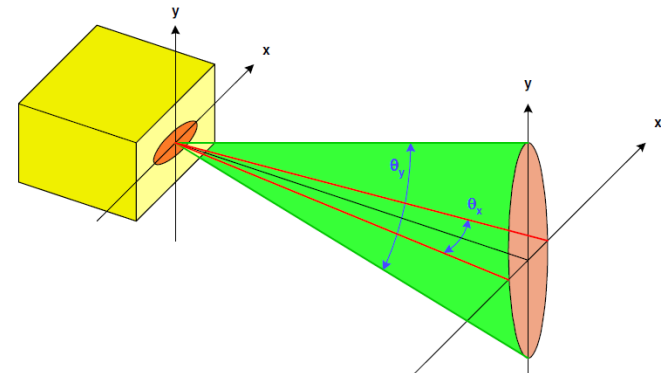
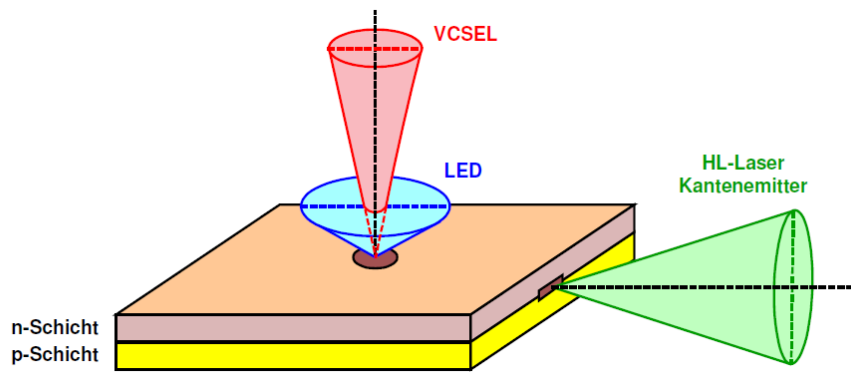
CO₂-Laser: Gaslaser, elektronisch angeregt → hohe Leistung

Farbstoff-Laser Flüssigkeit → spektral variabel

Nd-YAG: Festkörperlaser, optisch gepumpt



Diodenlaser: Prinzip Halbleiter p/n-Übergang (z.B. Laserdiode, VCSEL)

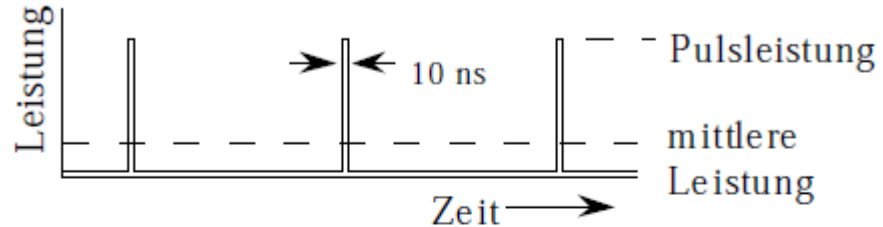


Zeitliches Verhalten

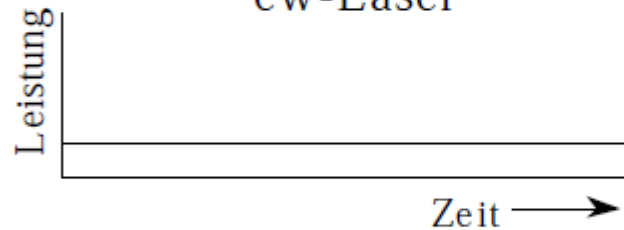
Laser sind entweder:

- Gepulst
- Im Dauerbetrieb
cw (continuous wave)
- Zeitlich moduliert

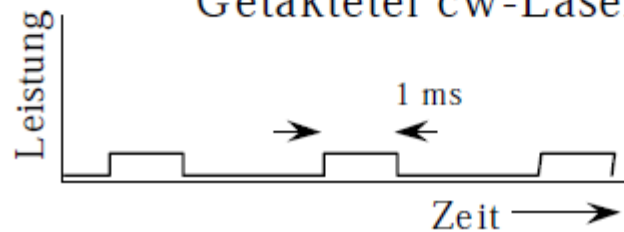
Pulslaser



cw-Laser



Getakteter cw-Laser



12 Laser in der Medizin

12.1 Funktionsweise von Lasern am Beispiel Excimer

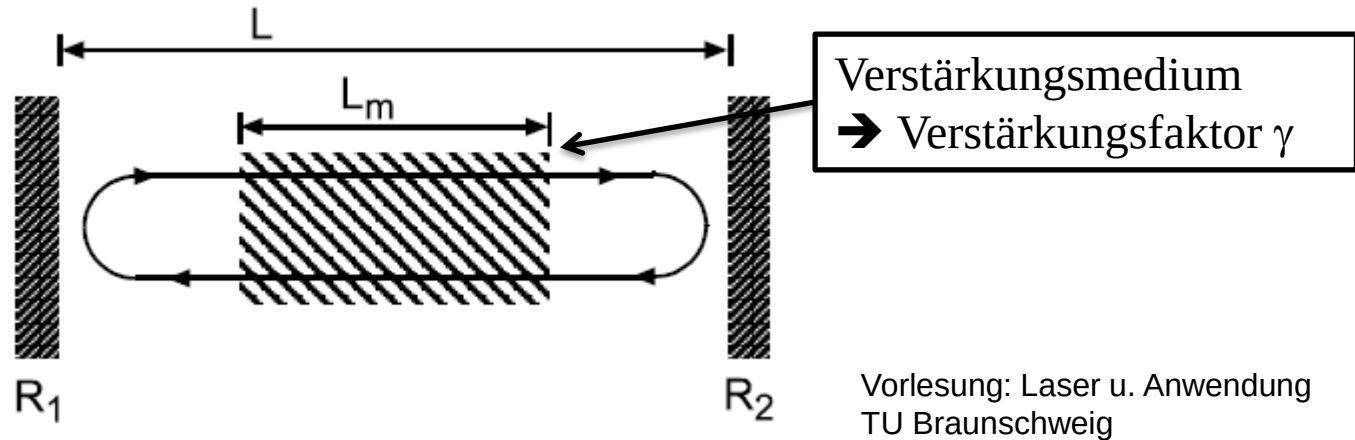
12.2 Eigenschaften von Laserstrahlung

12.3 Resonatoren

12.4 Leistungsdichte

12.5 Lasersicherheit

12.6 Beispiel-Anwendungen



Grundvoraussetzungen für stabilen Laserbetrieb

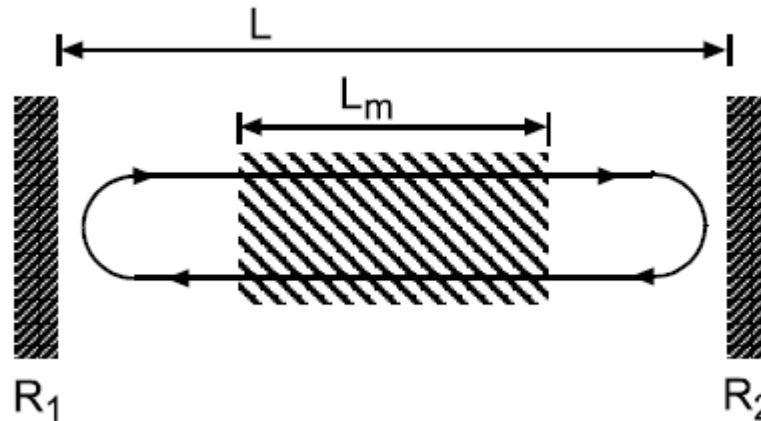
(Laser → kohärente Verstärkung → Amplitudenverstärkung)

- Verstärkungsmedium

$$E(z + L_m) = E(z) \cdot e^{\gamma \cdot L_m}$$

- Resonator → Phasenrichtige Rückkopplung

$$\varphi(t) = \varphi(t + \tau)$$



Vorlesung: Laser u. Anwendung
TU Braunschweig

Im Gleichgewicht: **Amplitude und Phase** nach einem Umlauf (τ) exakt gleich

$$E(t) = E(t + \tau)$$

(12.1)

$$\begin{aligned} E(t) &= E_0 e^{i(kz - \omega t)} \\ &\stackrel{!}{=} E(t + \tau) = E_0 e^{i(kz - \omega(t + \tau))} e^{\gamma L_m} \sqrt{R_1} \sqrt{R_2}, \end{aligned}$$

$$\Rightarrow \sqrt{R_1 R_2} e^{\gamma L_m} e^{-i\omega\tau} \stackrel{!}{=} 1.$$

Umlaufzeit

$$\tau = \frac{2L \cdot n}{c} = \frac{2L'}{c}$$

$$\exp\left(-i \frac{2\omega}{c} L'\right) = 1, \quad (\text{Phasenbedingung})$$

$$\sqrt{R_1 R_2} e^{\gamma L_m} = 1, \quad (\text{Amplitudenbedingung})$$

Lasermoden - longitudinal

Phasenbedingung: Die Rückkopplung über die Resonatorspiegel sorgt dafür, dass sich im stationären Zustand nur stabile Resonatormoden ausbilden.

$$\exp(-i \frac{2L\omega}{c}) = 1$$

$$2L\omega / c = N \cdot 2\pi$$

Laser-Frequenz ν $\omega = 2\pi \cdot \nu$

Moden-
Frequenz

$$\nu = \frac{c}{\lambda} = m \cdot \frac{c}{2L}$$

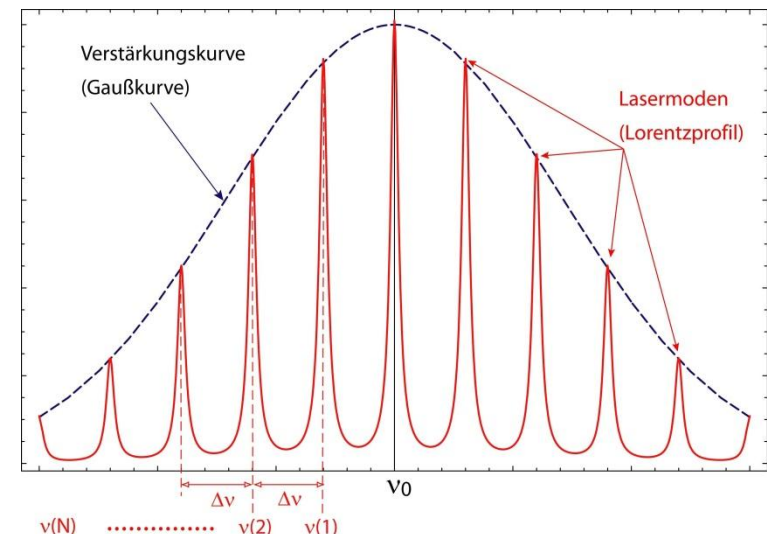
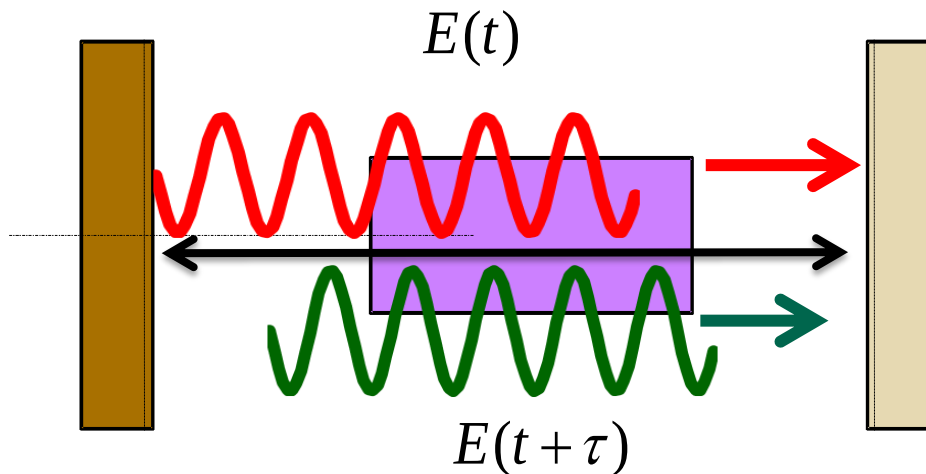
(12.2)

Moden
-Abstand

$$\Delta\nu = FSR = \frac{c}{2L}$$

(free spectral range)

Longitudinale Moden

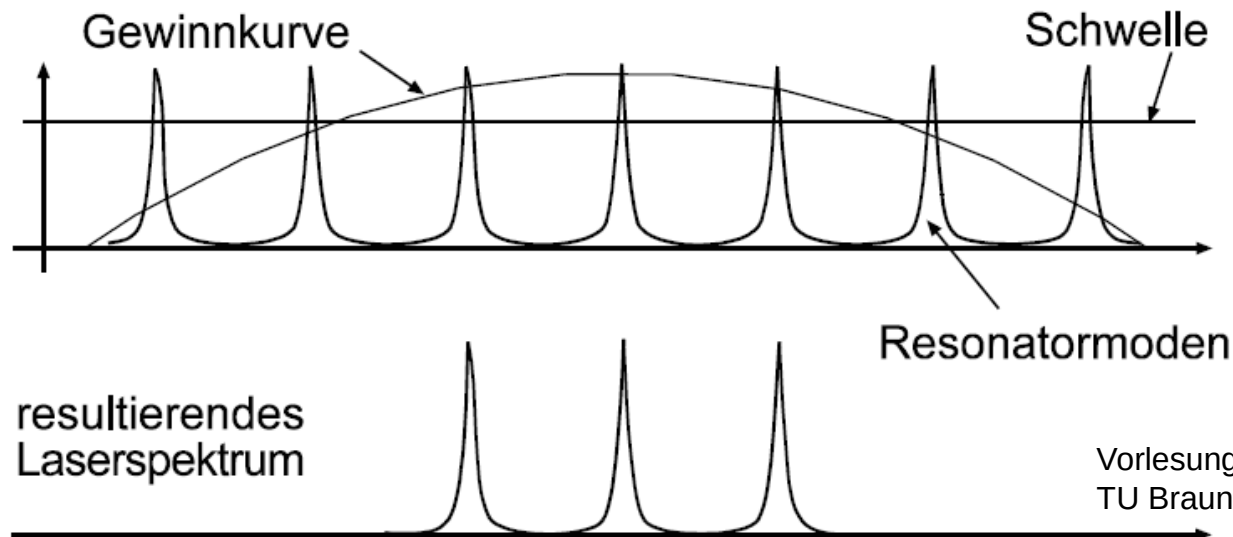


Amplitudenbedingung: Die Bedingung stellt sicher, dass die Verstärkung die Resonatorverluste kompensiert

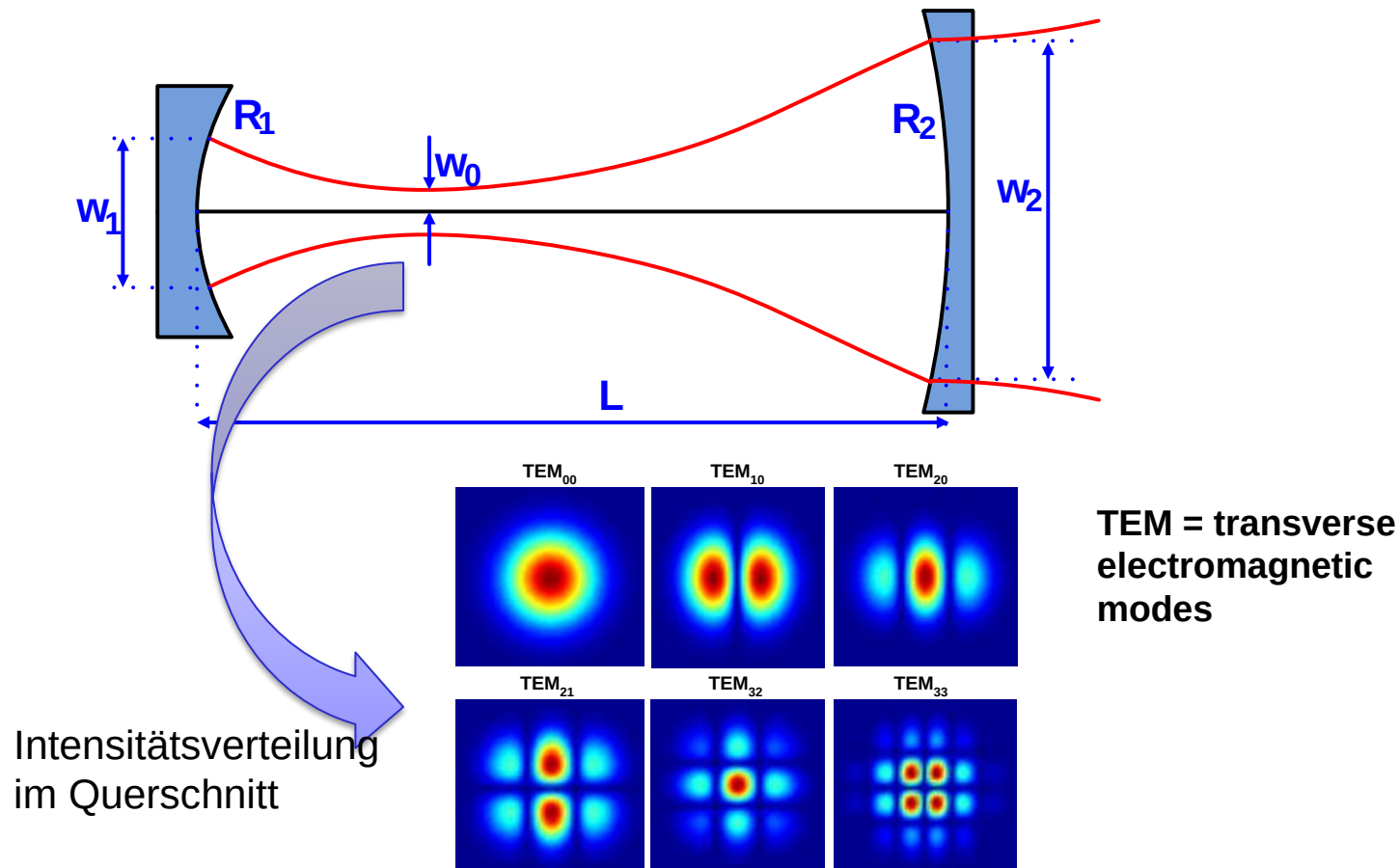
$$e^{\gamma \cdot L_m} \geq \sqrt{R_1 \cdot R_2}$$

Das Verstärkungsmedium $\gamma(\nu)$ weiß in der Regel eine gewisse spektrale Breite auf (z.B. natürliche Linienbreite des Laser-Übergangs).

Liegt die Modenfrequenz in diesem spektralen Verstärkungsbereich und die Verstärkung über dem Schwellwert, so wird die Mode angeregt:



Die Geometrie (Querschnitt / Krümmung) der Resonatorspiegel sorgt zudem für die Ausbildung von **transversalen Moden**:



Für die TEM_{00} –Mode (Grundmode) gilt:

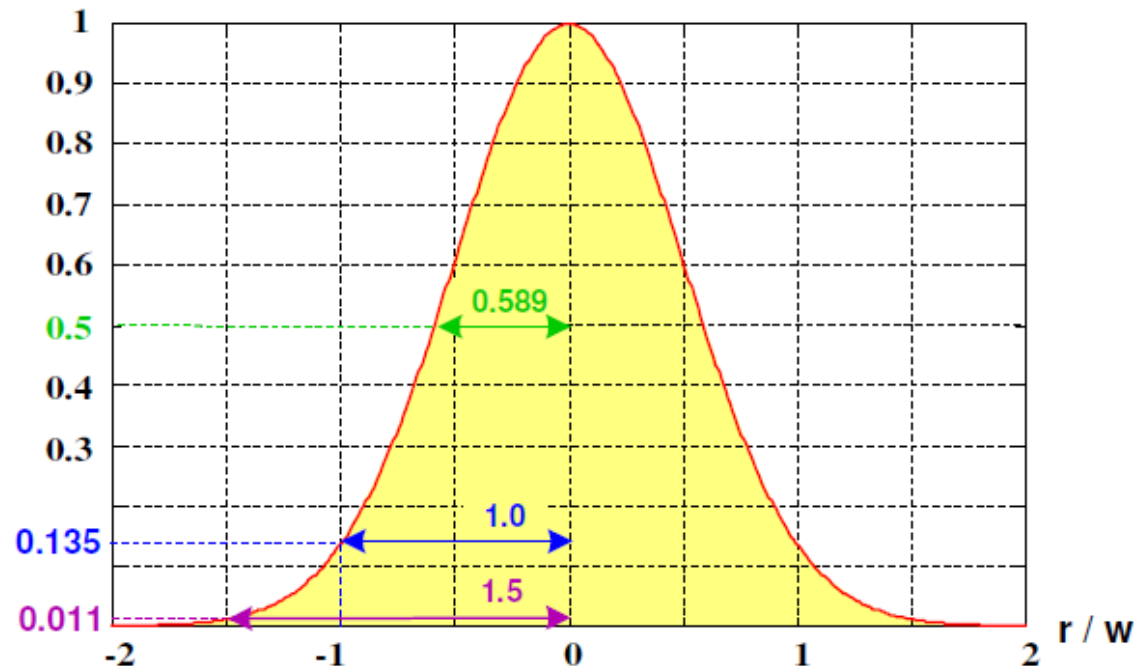
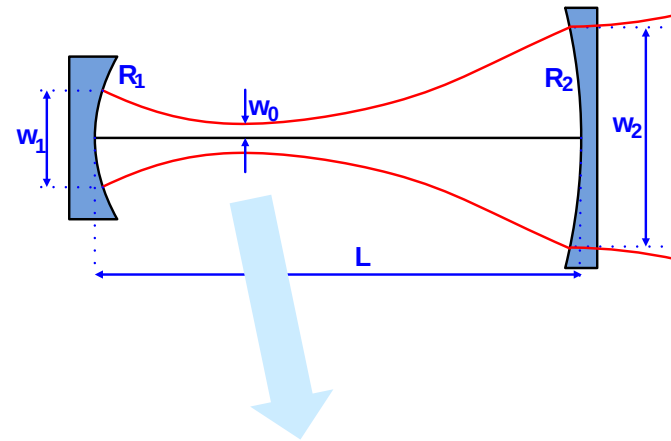
Amplitude:

$$A(r) = A_0 \cdot \exp\left[-\frac{r^2}{w_0^2}\right]$$

Gaußförmige
Intensitätsverteilung

$$I(r) = I_0 \cdot \exp\left[-2\frac{r^2}{w_0^2}\right] \quad (12.3)$$

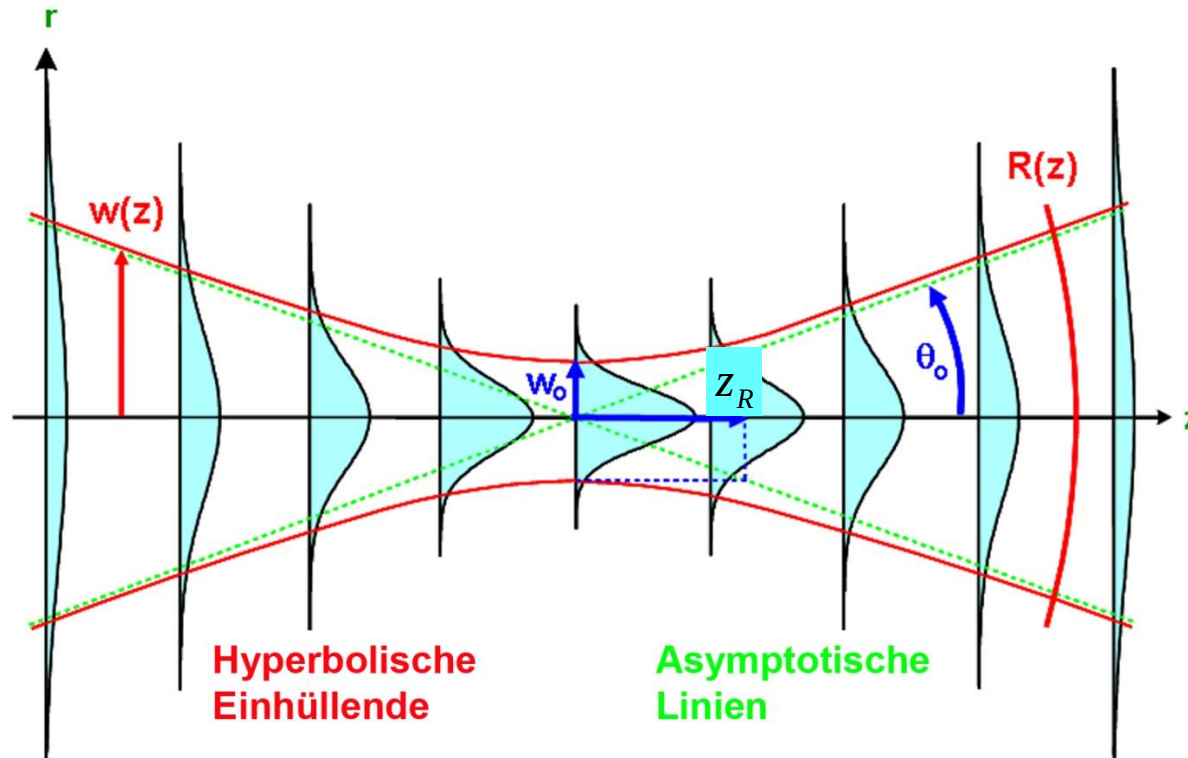
Tailenradius w_0
(bema eaist)
(13.5% des Maximums)



Elektrodynamik (Wellenoptik) liefert exakt:

$$A(r, z) = A_0 \underbrace{\frac{w_0}{w(z)} \cdot \exp\left[-\frac{r^2}{w^2(z)}\right]}_{\text{Amplitude}} \cdot \underbrace{\exp\left[-i \frac{k \cdot r^2}{2R(z)}\right] \cdot \exp\left[-i \left(kz - \arctan\left(\frac{z}{z_R}\right)\right)\right]}_{\text{Phase}}$$

→ Gaußverteilung bleibt Gaußförmig, aber mit Phasenfaktor



Strahlradius

$$w(z) = w_0 \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_R} \right)^2}$$

Konfokalparameter
„Rayleigh -Länge“

$$z_R = \frac{\pi w_0^2}{\lambda} \quad (12.4)$$

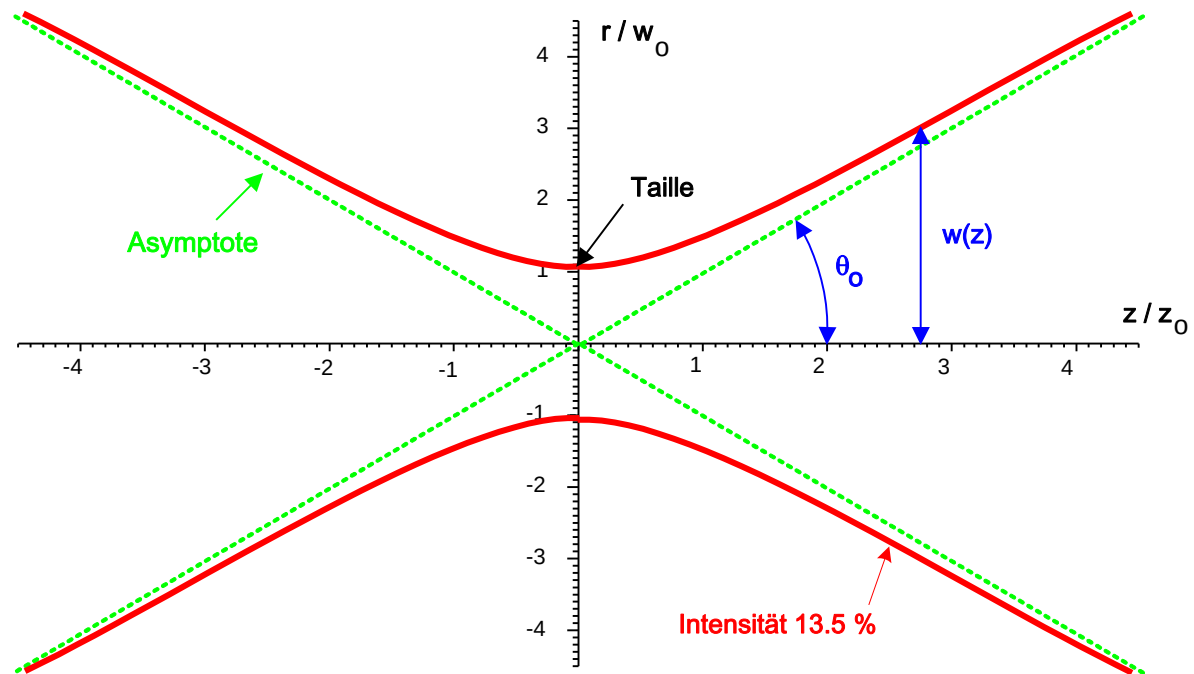
Hier bleibt der Strahl kollimiert

Strahlradius, asymptotisch

$$w(z) \approx \frac{w_0}{z_R} \cdot z = \frac{\lambda}{\pi w_0} \cdot z$$

→ Divergenz

$$\theta = \frac{\lambda}{\pi w_0} \quad (12.5)$$

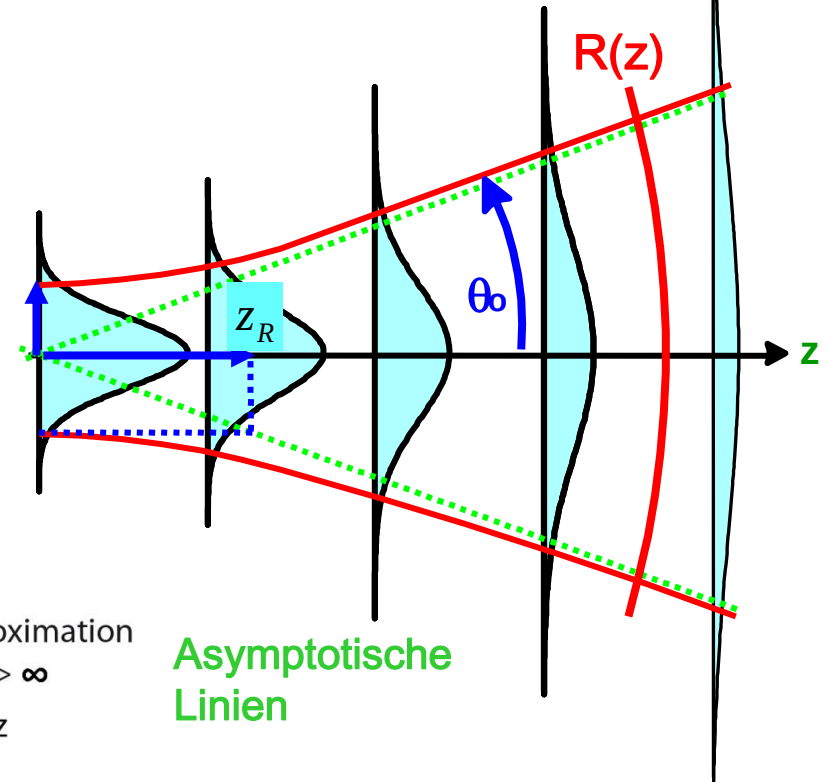
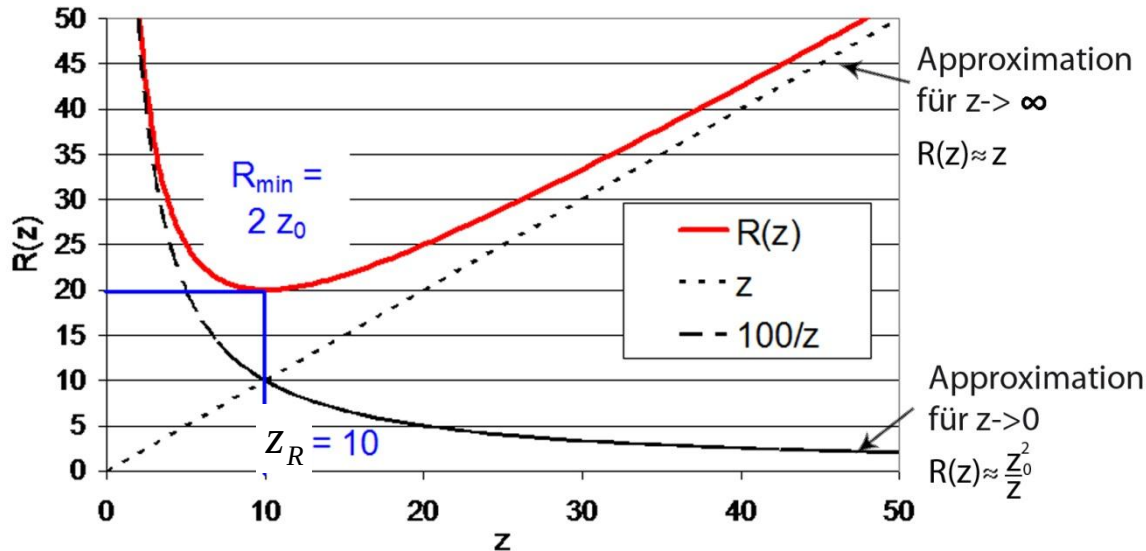


Ausbreitung von Gaussmoden

Radius der Wellenfront

$$R(z) = z + \frac{z_R^2}{z} \quad (12.6)$$

Beispiel für $z_R = 10$



- ➔ Plane Wellenfront in der Taille
- ➔ Punktquelle aus großer Entfernung

$$A(r, z) = A_0 \frac{w_0}{w(z)} \cdot \exp\left[-\frac{r^2}{w^2(z)}\right] \cdot \exp\left[-i \frac{k \cdot r^2}{2R(z)}\right] \cdot \exp\left[-i \left(kz - \arctan\left(\frac{z}{z_R}\right) \right)\right]$$



$$\frac{1}{q(z)} = \frac{1}{R(z)} - i \frac{2}{k \cdot w^2(z)} \quad (12.7)$$

Komplexer Parameter des Gauss Bündels
(enthält Information über Radius der Wellenfläche und Profil)

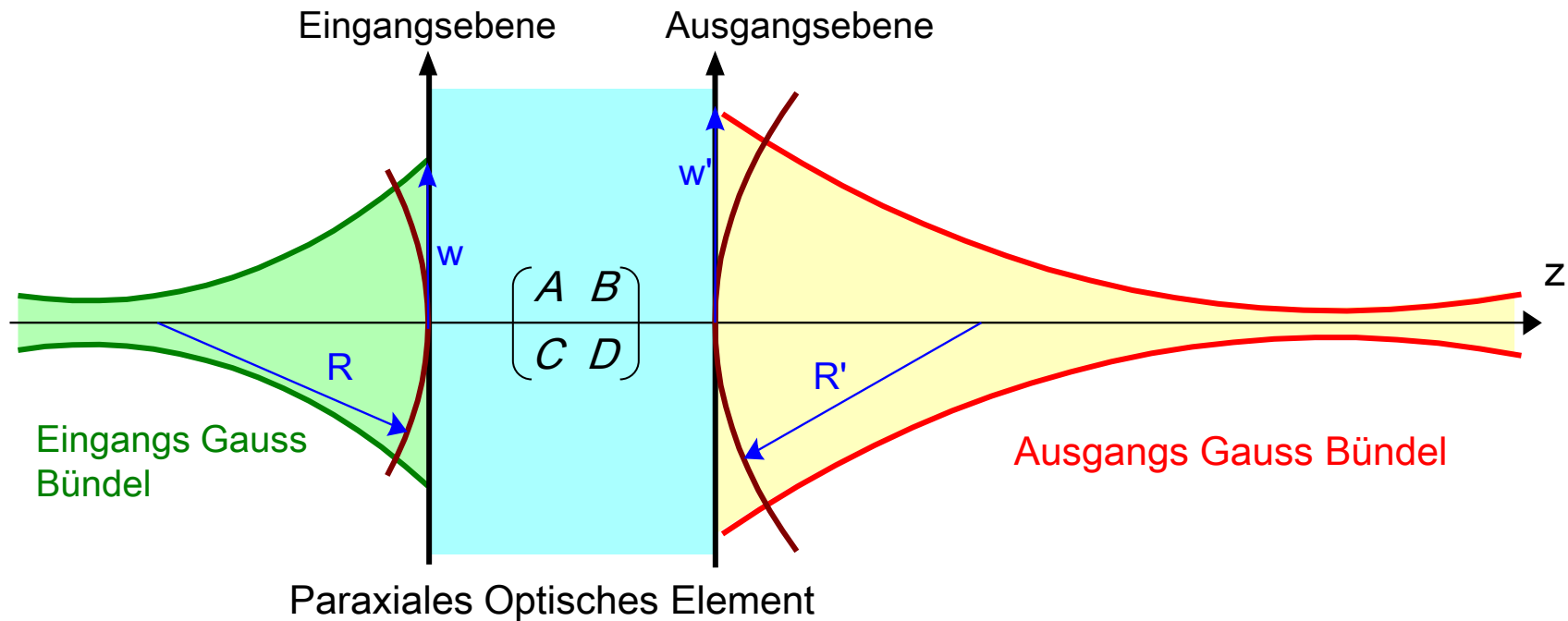
$$A(r, z) = A_0 \frac{w_0}{w(z)} \cdot \exp\left[-i \frac{k \cdot r^2}{q(z)}\right] \cdot \exp[-i \varphi(z)]$$

➔ Intensitätsprofil (Strahlbreite) und Radius der Phasenfläche über Parameter $q(z)$ bestimmt

Transformation des Strahlparameters durch System mit Matrix ABCD erfolgt nach folgender Formel:

$$\begin{pmatrix} q_1 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} \begin{pmatrix} q_0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

$$q_1 = \frac{A \cdot q_0 + B}{C \cdot q_0 + D}$$



Parameter

w_0 **Tailenradius** – Radius der kleinsten Einschnürung

θ_0 **Halber Divergenzwinkel** – Winkelaufweitung des Strahls im Fernfeld

$$\theta_0 = \frac{\lambda}{\pi \cdot w_0} \quad \rightarrow \text{Strahlparameterprodukt} \quad w_0 \cdot \theta_0 = \frac{\lambda}{\pi} \quad (12.8)$$

Minimale Strahltaile bei Fokussierung ($\theta_0 = NA$)

$$w_0 = \frac{\lambda}{\pi \cdot NA} \quad \rightarrow \text{Hohe Beleuchtungsstärke möglich !}$$

Ein höhermodiger Strahl, bzw. die Abweichung eines realen Laserstrahles von der idealen Gauss-Grundmode (TEM_{00}) wird durch den **Parameter M^2** beschrieben.

$$W = M \cdot w_0$$

W : Strahltaile real
 w_0 : Strahltaile ideal (Gaussmode)

$$\Theta = M \cdot \theta_0$$

Θ : Divergenzwinkel real
 θ_0 : Divergenzwinkel Gauß-Mode bei Wellenlänge λ

→ Strahlparameterprodukt

$$W\Theta = \frac{1}{Lw} = M^2 \cdot w_0 \theta_0 = M^2 \cdot \frac{\lambda}{\pi} \quad (12.9)$$

Der Strahlparameter M legt somit fest, wie gut sich der Strahl

- fokussieren lässt (Strahltaile)
- kollimieren lässt (Divergenzwinkel)
- und welche Leuchtdichte / Bestrahlungsleistung möglich ist

→ Ein Maß für die Strahlqualität

→ Bestmöglicher Wert $M^2 = 1$

12 Laser in der Medizin

12.1 Funktionsweise von Lasern am Beispiel Excimer

12.2 Eigenschaften von Laserstrahlung

12.3 Resonatoren

12.4 Leistungsdichte

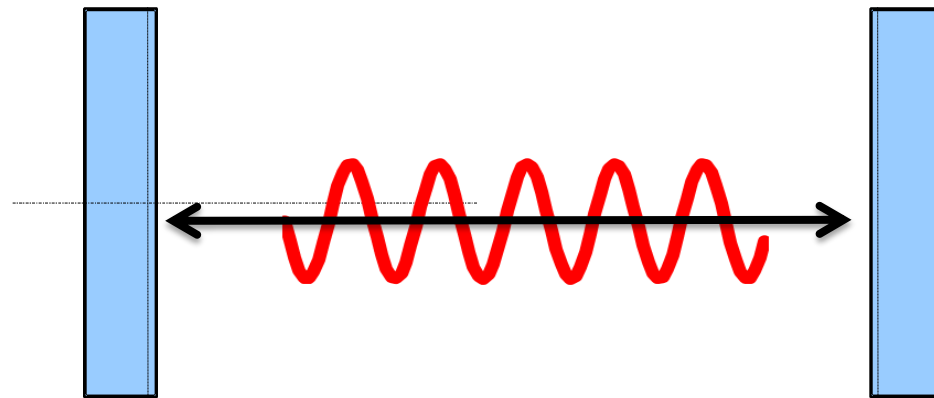
12.5 Lasersicherheit

12.6 Beispiel-Anwendungen

Die Phasenbedingung bedingt die Ausbildung von longitudinalen Moden, bzw. Eigenfrequenzen.

Die spektrale Ausformung und Linienbreite wird durch den Resonator bestimmt.

➔ Einfachste Resonator: **Fabry- Perot Resonator** = planparallele Platten



Intensität

Reflektivität R_1
Transmission T_1

Reflektivität R_2
Transmission T_2

Amplitude

$$r_1 = \sqrt{R_1} \quad t_1 = \sqrt{T_1}$$

$$r_2 = \sqrt{R_2} \quad t_2 = \sqrt{T_2}$$

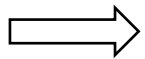
**Betrachte Mehrfachumläufe
im Resonator:**

Reflektivität r, t (Amplitude)

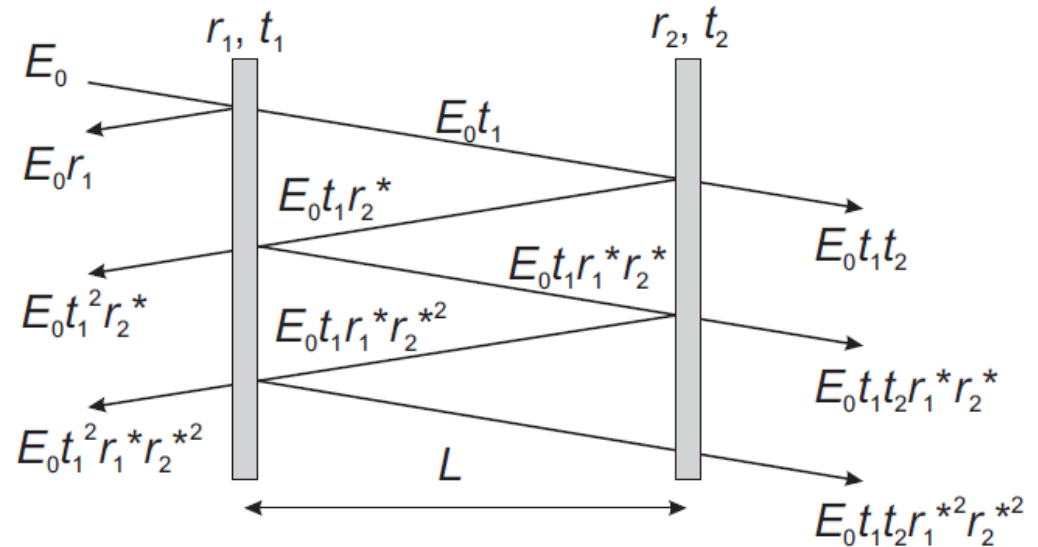
$$t_1 = t_2 = \sqrt{T}, \quad r_1 = r_2 = \sqrt{R}$$

$$E_T = E_0 \cdot T \cdot (1 + R \cdot e^{2i\phi} + R^2 \cdot e^{4i\phi} + \dots) \quad \phi = \frac{\omega L}{c}$$

In der Klammer steht
eine geometrische Reihe $\sum_{n=0}^{\infty} q^n = \frac{1}{1-q}$



$$E_T = \frac{E_0 \cdot T}{1 - R \cdot \exp(2i\phi)}$$



$$E_T = \frac{E_0 \cdot T}{1 - R \cdot \exp(2i\phi)}$$

$$t_1 = t_2 = \sqrt{T}, \quad r_1 = r_2 = \sqrt{R}$$

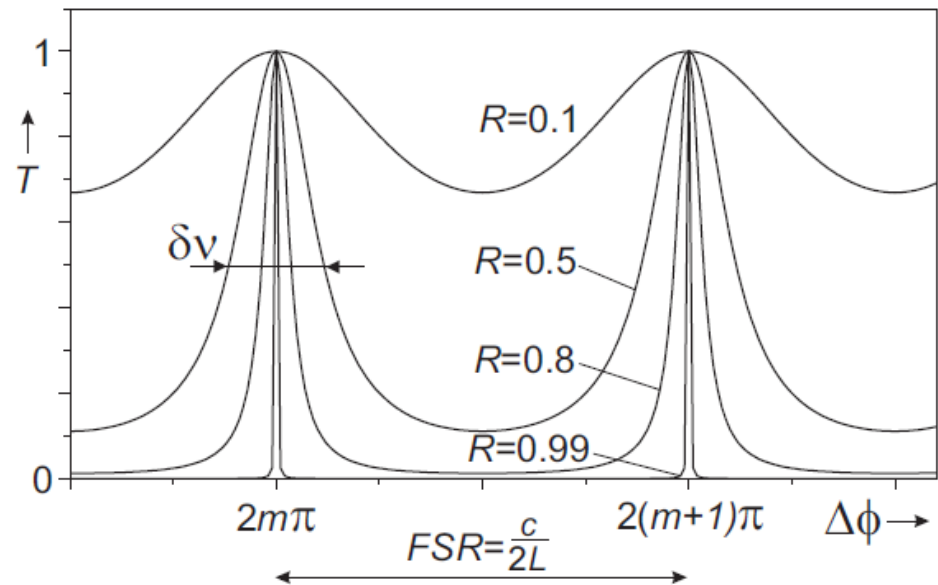
$$\phi = \frac{\omega L}{c}$$

$$I_T = E_T \cdot E_T^*$$

$$= \frac{I_0 \cdot T^2}{1 + R^2 + 2R \cos(2\phi)}$$

mit $\cos(\phi) = 1 - 2 \sin^2(\phi/2)$

ohne Verluste $T = 1 - R$



$$FSR = \Delta\nu = \frac{c}{2L}$$

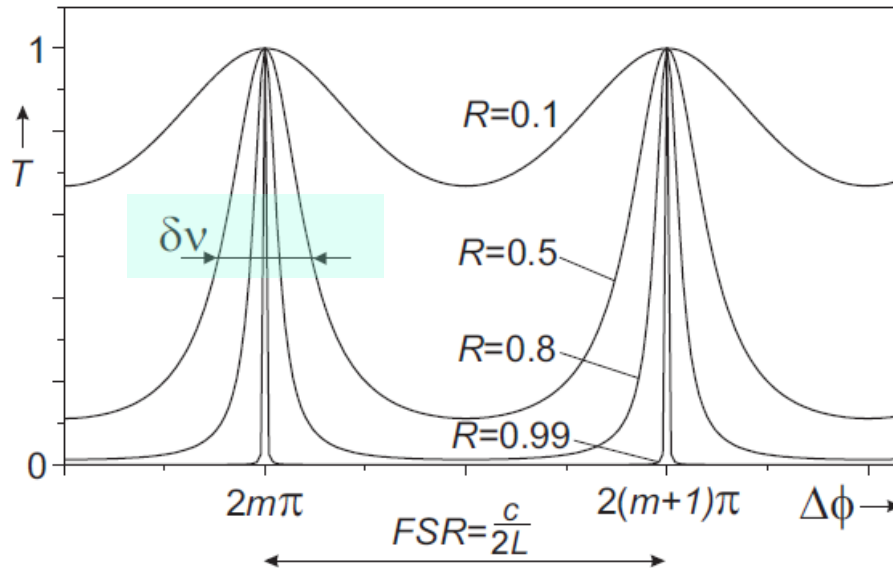
$$\phi = \frac{\omega L}{c} = 2\pi \frac{\nu L}{c}$$

$$\Delta\phi = \pi$$

$$I_T = I_0 \cdot \frac{1}{1 + \frac{4R}{(1-R)^2} \sin^2(\phi)}$$

Im Bereich der Maxima gilt weiter:

$$I_T = I_0 \cdot \frac{1}{1 + \frac{4R}{(1-R)^2} \cdot \phi^2}$$



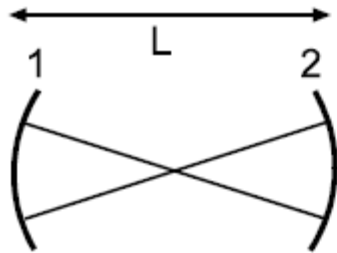
= Lorentzkurve

Halbwertsbreite (FWHM):

$$\delta\phi = \frac{1-R}{\sqrt{R}}$$

Finesse F

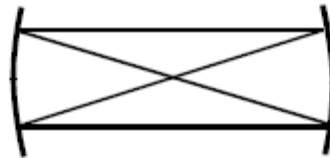
$$F = \frac{\Delta\phi}{\delta\phi} = \frac{\Delta\nu}{\delta\nu} = \frac{\pi \cdot \sqrt{R}}{1-R}$$



konzentrisch

$$r_1 = r_2 = L/2$$

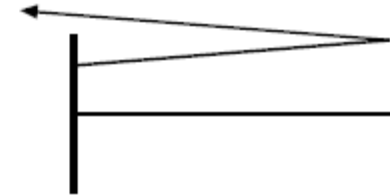
$$g_1 = g_2 = -1$$



konfokal

$$r_1 = r_2 = L$$

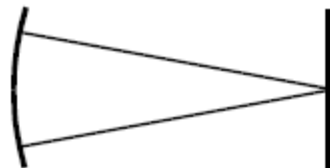
$$g_1 = g_2 = 0$$



plan-plan

$$r_1 = \infty \quad r_2 = \infty$$

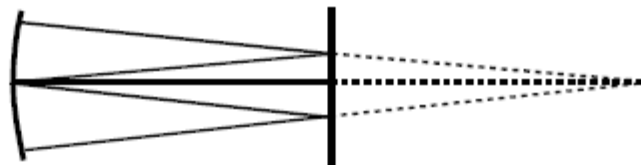
$$g_1 = g_2 = 1$$



semi-konzentrisch
(hemisphärisch)

$$r_1 = L \quad r_2 = \infty$$

$$g_1 = 0 \quad g_2 = 1$$

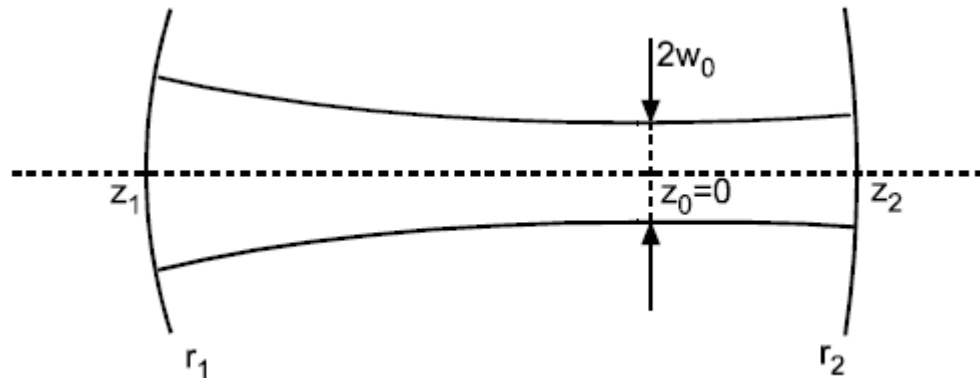


semikonfokal

$$r_1 = 2L \quad r_2 = \infty$$

$$g_1 = 0,5 \quad g_2 = 1$$

Stabiler Resonator:
Der Wellenfrontradius
entspricht dem Spiegelradius



$$R(z_1) = z_1 + \frac{z_R^2}{z_1} = -r_1$$

$$R(z_2) = z_2 + \frac{z_R^2}{z_2} = r_2$$

Einführen der Stabilitätsparameter: $g_1 = 1 - \frac{L}{r_1}$, $g_2 = 1 - \frac{L}{r_2}$.

→ Gleichungen

$$L = z_2 - z_1$$

$$z_R^2 = \frac{g_1 g_2 (1 - g_1 g_2)}{(g_1 + g_2 - 2g_1 g_2)^2} L^2,$$

$$z_1 = \frac{g_2 (1 - g_1)}{(g_1 + g_2 - 2g_1 g_2)} L,$$

$$z_2 = \frac{g_1 (1 - g_2)}{(g_1 + g_2 - 2g_1 g_2)} L.$$

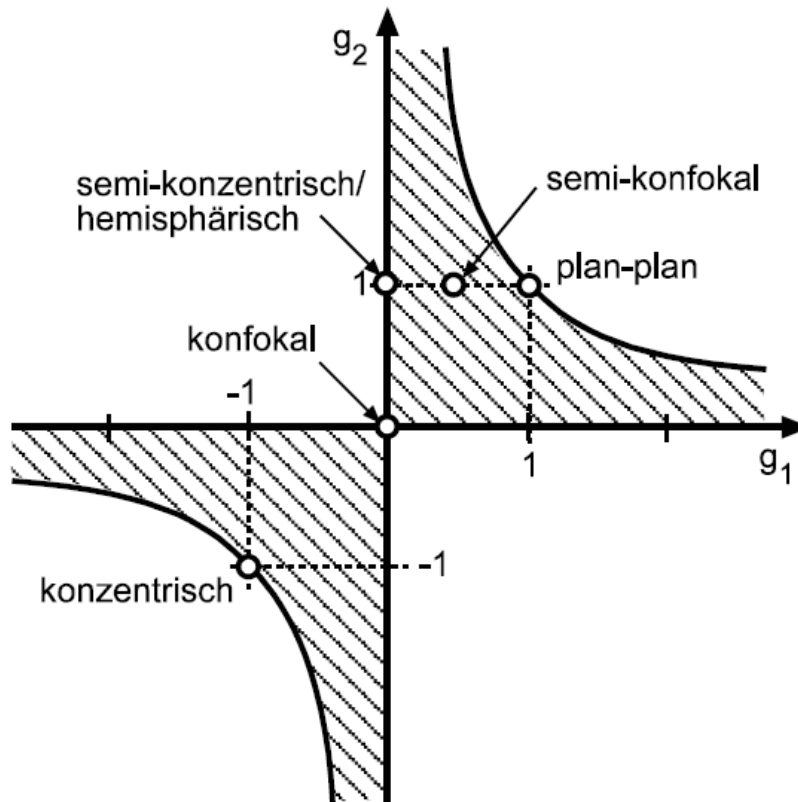
$$w_0^2 = \frac{L\lambda}{\pi} \sqrt{\frac{g_1 g_2 (1 - g_1 g_2)}{(g_1 + g_2 - 2g_1 g_2)^2}},$$

$$w_1^2 = \frac{L\lambda}{\pi} \sqrt{\frac{g_2}{g_1 (1 - g_1 g_2)}},$$

$$w_2^2 = \frac{L\lambda}{\pi} \sqrt{\frac{g_1}{g_2 (1 - g_1 g_2)}}.$$

Ein Resonator ist stabil, wenn diese Gleichungen real und endlich sind

$$0 \leq g_1 \cdot g_2 < 1$$



plan-plan:	$r_1 = r_2 = \infty$
konfokal:	$r_1 = r_2 = L$
semikonfokal:	$r_1 = 2L, r_2 = \infty$
konzentrisch:	$r_1 = r_2 = L/2$
hemisphärisch:	$r_1 = L, r_2 = \infty$

12 Laser in der Medizin

12.1 Funktionsweise von Lasern am Beispiel Excimer

12.2 Eigenschaften von Laserstrahlung

12.3 Resonatoren

12.4 Leistungsdichte

12.5 Lasersicherheit

12.6 Beispiel-Anwendungen

Strahlungsfluss [Watt] - Strahlungsleistung (**Radiometrisch**)

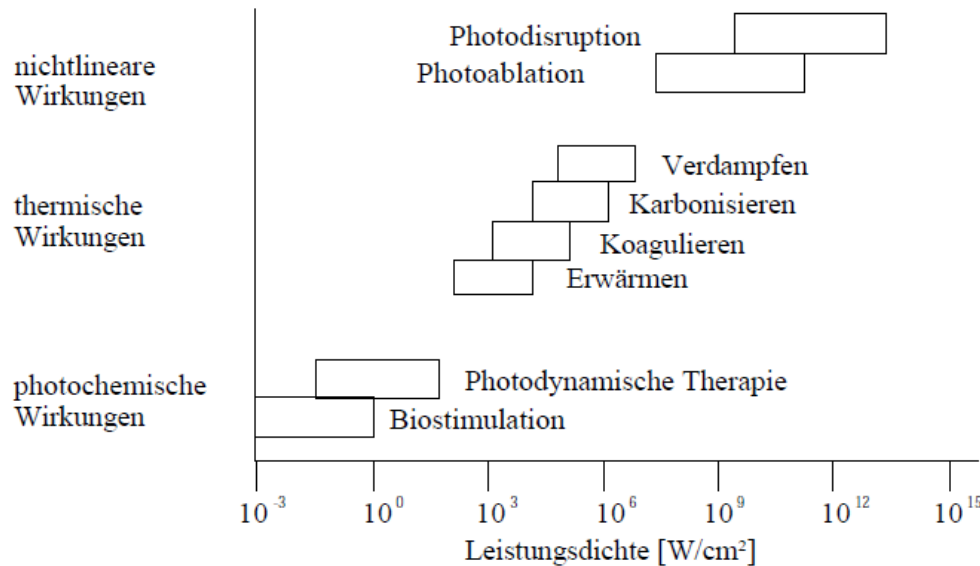
$$\Phi = \frac{\text{Energie}}{\text{Zeit}} \quad [W = J / s] \quad (12.10)$$

Bestrahlungsstärke - Leistungsdichte
(oft irreführend auch Intensität genannt – Intensität ist eigentl. Fluss / Raumwinkel)

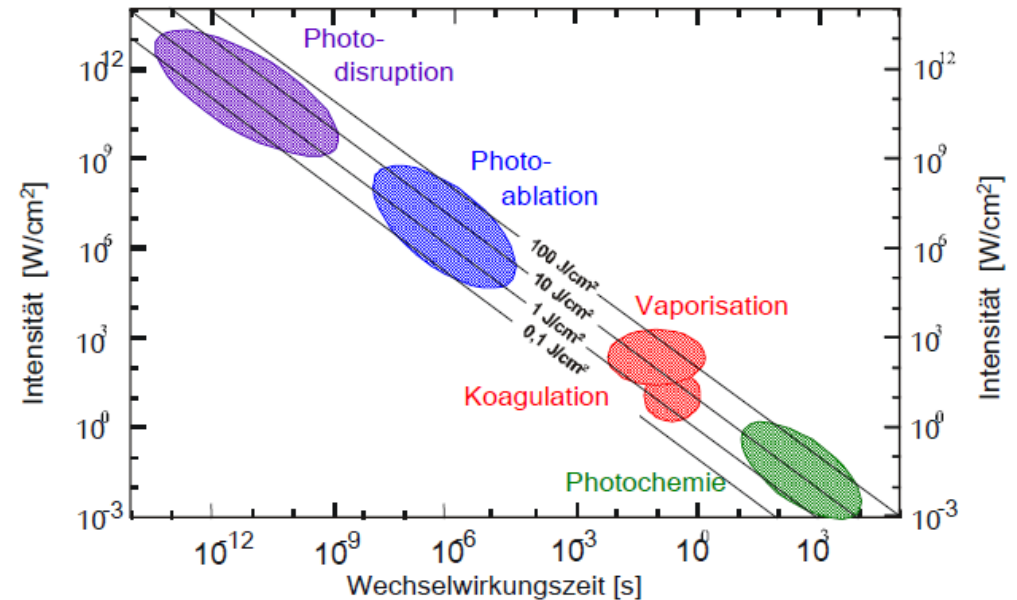
$$I = \frac{\text{Fluss}}{\text{Fläche}} = \frac{d\Phi}{dA} \quad [W / m^2] \quad (12.11)$$

Bestrahlung – Dosis (Energiedichte)

$$H = \text{Bestrahlstärke} \times \text{Zeit} = I \cdot T \quad [Ws / m^2 = J / m^2] \quad (12.12)$$



Medizinische Wirkmechanismen hängen im Wesentlichen von der Leistungsdichte bzw. Energiedichte ab:



Gauß-Strahlung

$$I(r, z) = I_0 \cdot \left(\frac{w_0}{w(z)} \right)^2 \cdot \exp \left[-2 \frac{r^2}{w(z)^2} \right]$$

Min. Strahlradius in der Taille
 → max. Leistungsdichte

$$I(r, z = 0) = I_0 \cdot \exp \left[-2 \frac{r^2}{w_0^2} \right]$$

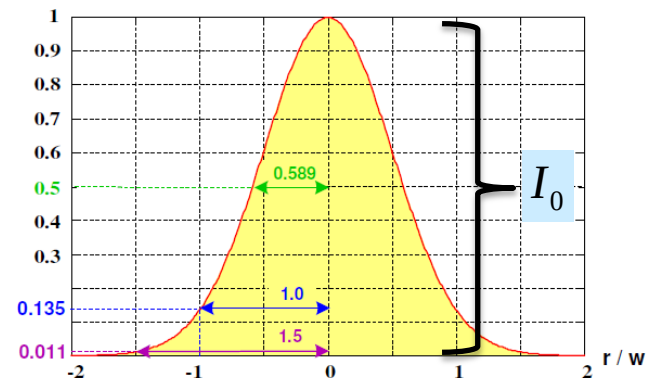
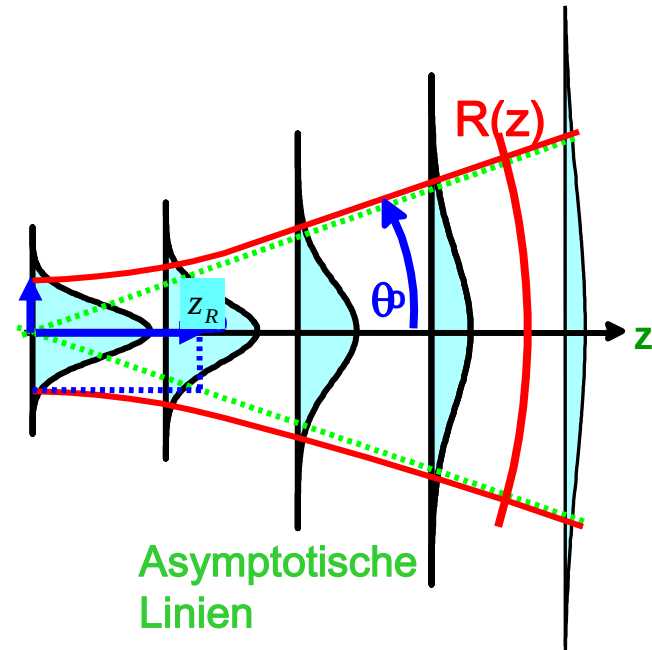
→ Gesamt-Strahlungsfluß

$$\Phi = \int_0^{\infty} I(r, z) \cdot 2\pi \cdot r \cdot dr$$

$$\Phi = I_0 \cdot \frac{\pi \cdot w_0^2}{2}$$

$$I_0 = \frac{2 \cdot \Phi}{\pi \cdot w_0^2}$$

(12.13)



Kontinuierlicher Nd:YAG-Laser. Laserleistung = 15W
Strahltaille 0.1mm

$$\Phi = 15W$$

$$w_0 = 0.1mm = 0.01cm$$

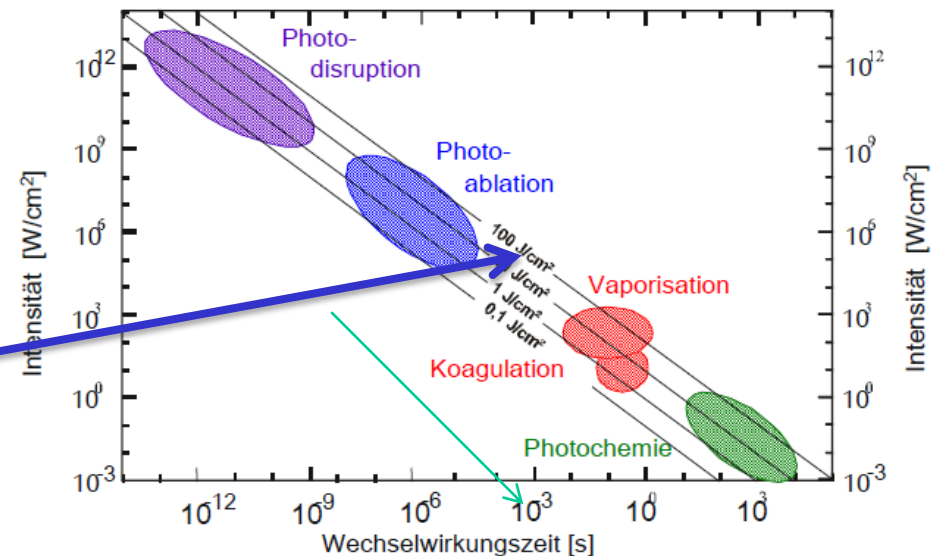
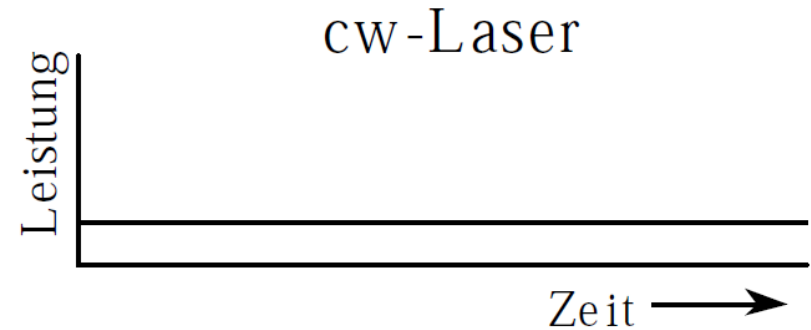
➔ Maximalleistung in der Strahltaille

$$I_{Max} = \frac{2 \cdot \Phi}{\pi \cdot w_0^2} = \frac{30W}{\pi \cdot (0.01)^2 cm^2} \approx 10^5 \frac{W}{cm^2}$$

➔ Energiedichte nach

➔ 1ms Bestrahlungsdauer:

$$H_{Max} = I_{Max} \cdot \Delta t \approx 100 \frac{J}{cm^2}$$



Gepulster Nd:YAG-Laser. Mittlere Laserleistung = 15W
Pulsdauer 10ns, Wiederholrate = 150Hz, Strahltaile 0.1mm

$$\bar{\Phi} = 15W \quad \tau = 10ns \quad \Delta t = \frac{1}{150Hz} = 6.6ms$$

$$\bar{\Phi} = \frac{E_{Puls}}{\Delta t}$$

→ Pulsenergie

$$E_{Puls} = \bar{\Phi} \cdot \Delta t = \frac{15W}{150Hz} = 0.1J = 100mJ$$

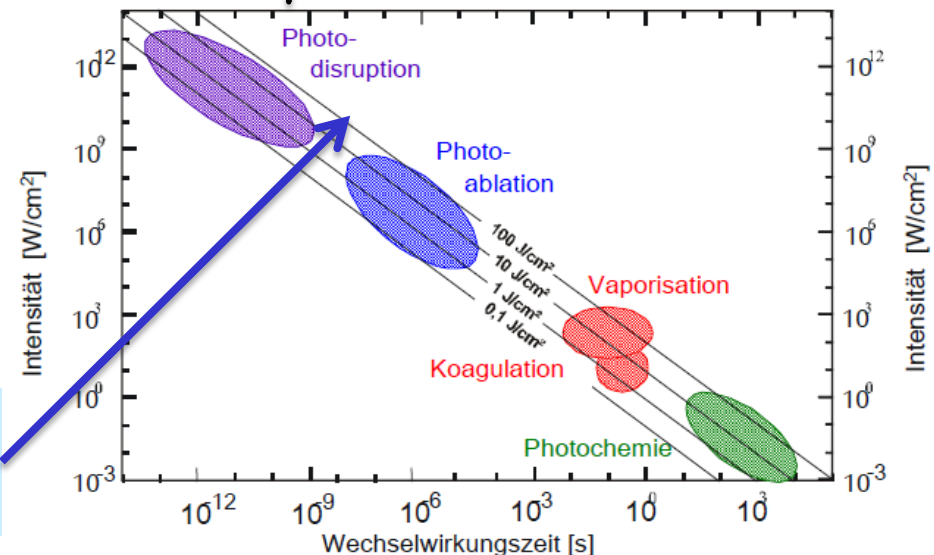
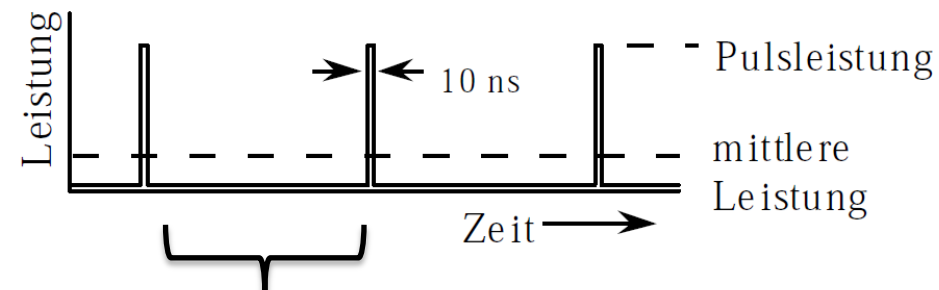
→ Pulsleistung

$$\Phi_{Puls} = \frac{E_{Puls}}{\tau} = \frac{0.1J}{10ns} \approx 10^7 W$$

Leistungsdichte im Fokus (im Puls):

$$I_{Max} = \frac{2 \cdot \Phi_{Puls}}{\pi \cdot w_0^2} = \frac{2 \cdot 10^7 W}{\pi \cdot (0.01)^2 cm^2} \approx 7 \cdot 10^{10} \frac{W}{cm^2}$$

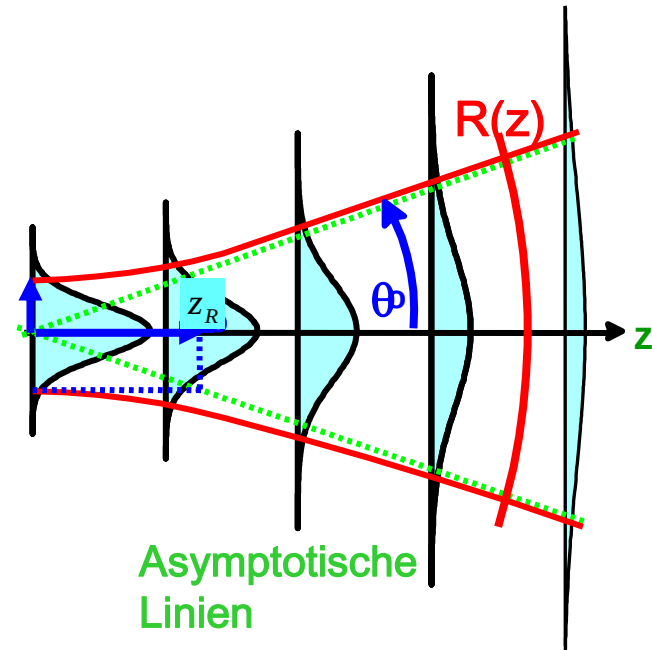
Pulslaser



Gauß-Strahl – Ausbreitung in z-Richtung

$$I(r, z) = I_0 \cdot \left(\frac{w_0}{w(z)} \right)^2 \cdot \exp \left[-2 \frac{r^2}{w(z)^2} \right]$$

➔ Maximale Strahlungsleistung nimmt als Funktion der Entfernung von der Strahltaile ab:



$$I_{Max}(z) = I_0 \cdot \left(\frac{w_0}{w(z)} \right)^2$$

(12.14)

$$w(z) = w_0 \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_R} \right)^2} \approx w_0 \cdot \left(\frac{z}{z_R} \right) \quad z_R = \frac{\pi w_0^2}{\lambda}$$

für $z \gg z_R$

$$I_{Max}(z) \approx I_0 \cdot \left(\frac{z_R}{z} \right)^2$$

➔ Maximale Strahlungsleistung nimmt für große Rayleigh-Länge z_R nur langsam mit der Entfernung ab

Kontinuierlicher Nd:YAG-Laser. Laserleistung = 15W
Strahltaile 0.1mm

$$\Phi = 15W \quad w_0 = 0.1mm = 0.01cm$$

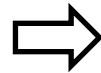
Maximalleistung in der Strahltaile:

$$I_0 = \frac{2 \cdot \Phi}{\pi \cdot w_0^2} = \frac{30W}{\pi \cdot (0.01)^2 cm^2} \approx 10^5 \frac{W}{cm^2}$$

Maximalleistung in 1m Abstand ?

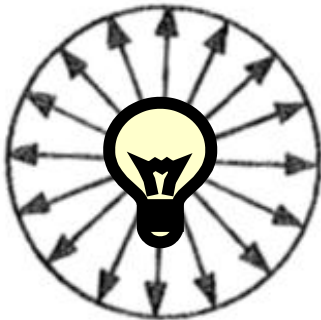
$$\lambda_{Nd:YAG} = 1064nm$$

$$z_R = \frac{\pi w_0^2}{\lambda} = \frac{\pi \cdot (0.01)^2 cm^2}{10^{-4} cm} \approx 3cm$$



$$I_{Max}(z = 100cm) \approx I_0 \left(\frac{z_R}{z} \right)^2 \approx 10^2 \frac{W}{cm^2}$$

Vergleich 15-Glühlampe



$$\Phi = 15W$$

$$A = 4\pi \cdot z^2$$

$$I = \frac{\Phi}{A} = \frac{\Phi}{4\pi \cdot z^2} = \frac{15W}{4\pi \cdot (100cm)^2} = 10^{-4} \frac{W}{m^2}$$

Die Abbildung von Laserstrahlen entspricht nur in Grenzfällen der Punktabbildung.

Exakt gilt (Herleitung z.B. über q und ABCD):

$$\frac{1}{s' - iz'_R} - \frac{1}{s - iz_R} = \frac{1}{f'} \quad (12.15)$$

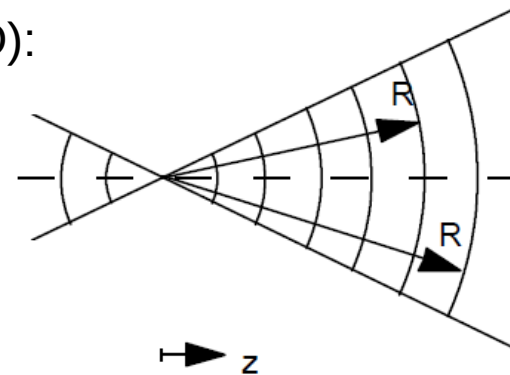
$s, s' =$ Lage der Strahltaile

$z_R, z'_R =$ Reighleigh-Parameter

$$z_R = \frac{\pi w_0^2}{\lambda}$$

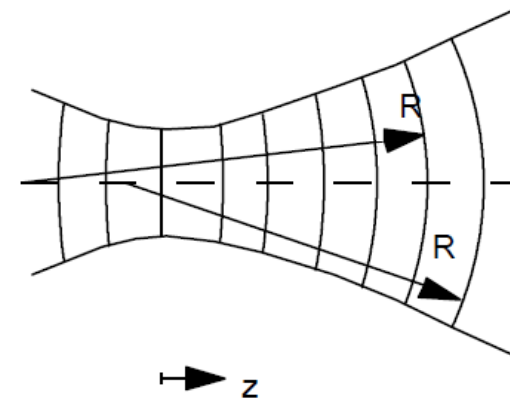
→ Für $s \gg z_R$, d.h. weit außerhalb der Rayleigh Weite, gilt die „normale“ Abbildungsgleichung

$$\frac{1}{s'} - \frac{1}{s} = \frac{1}{f'}$$



Geometrische Optik:

· Radius der Wellenfront
= Abstand zum Zentrum,
(konzentrische
Wellenfronten)
 $R = z$



Gaußsche Optik:

$R = \infty$ für $z = 0$,
 $R = z$ für $z \rightarrow \infty$

→ Für große Entfernungen von der Strahltaile, wird die Strahltaile vor der Linse gemäß geometrischer Optik auf die „Bild“-Strahltaile abgebildet.

Für Strahltaile im objektseitigen
Brennpunkt einer Linse ergibt sich
Im bildseitigen Brennpunkt:

$$w'_0 = w_0 \cdot \frac{f'}{z_R}$$

„Herleitung“ über
Strahlparameterprodukt

$$w_0 \cdot \theta_0 = \frac{\lambda}{\pi}$$

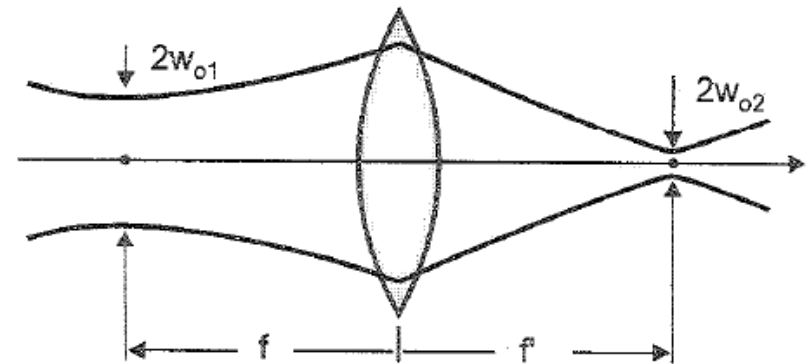
Linse übersetzt Winkel in Bildhöhe:

$$y' = f' \cdot \theta$$

$$w'_0 = f' \cdot \theta_0 = f' \cdot \frac{\lambda}{\pi \cdot w_0} = w_0 \cdot \frac{f'}{z_R}$$

(12.16)

$$\theta'_0 = NA' = \frac{\lambda}{\pi \cdot w'_0} = \frac{w_0}{f}$$



aus Kühlke „Optik“

➔ Anpassung der Lage und
Größe der Strahltaile
möglich

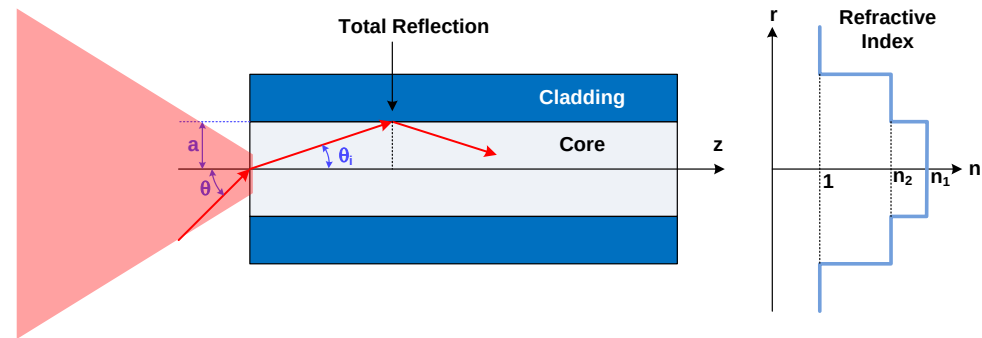
Für die Führung von Laserstrahlen (auch bei hoher Energie) bieten sich Lichtleitfasern an.

Faserparameter: Kerndurchmesser d_K ; Maximale Apertur NA_{Max}

Für gute Einkoppeleffizienz muss gelten:

$$w_0 \leq \frac{d_K}{2}$$

$$\theta_0 < NA_{Max}$$



➔ Zur Einkopplung/Übertragung von Lasern mit Fasern muss das Strahlparameterprodukt beachtet werden

$$w_0 \cdot \theta_0 \leq \frac{d_K}{2} \cdot NA_{Max}$$

(12.17)

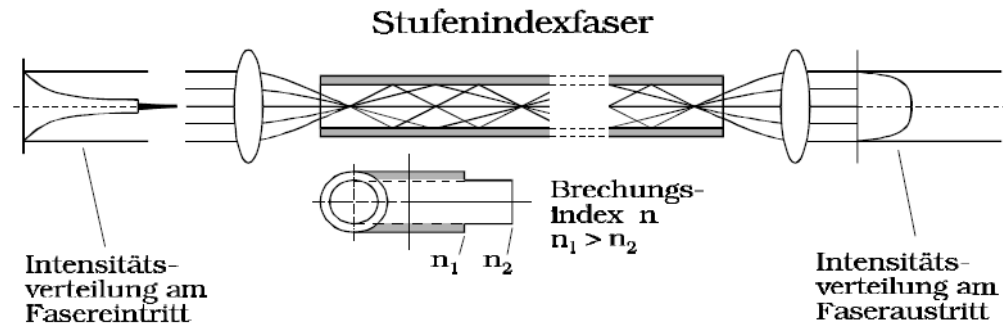
Beispiel:

He-Ne-Laser (632.8nm)

$$w_0 = 0.4mm$$

$$\theta_0 = 0.6mrad$$

$$w_0 \cdot \theta_0 = 0.24mrad \cdot mm$$



Institut für Lasertechnik
Universität Düsseldorf

➔ Die exakte Anpassung des Strahlproduktes zu einer Faser mit $NA=0.24$ würde einen Kerndurchmesser von $2\mu m$ erfordern

$$d_K = \frac{2 \cdot 0.24mrad \cdot mm}{240mrad} = 2\mu m$$

➔ Reale Fasern sind aber z.B. nur mit $5\mu m$ erhältlich

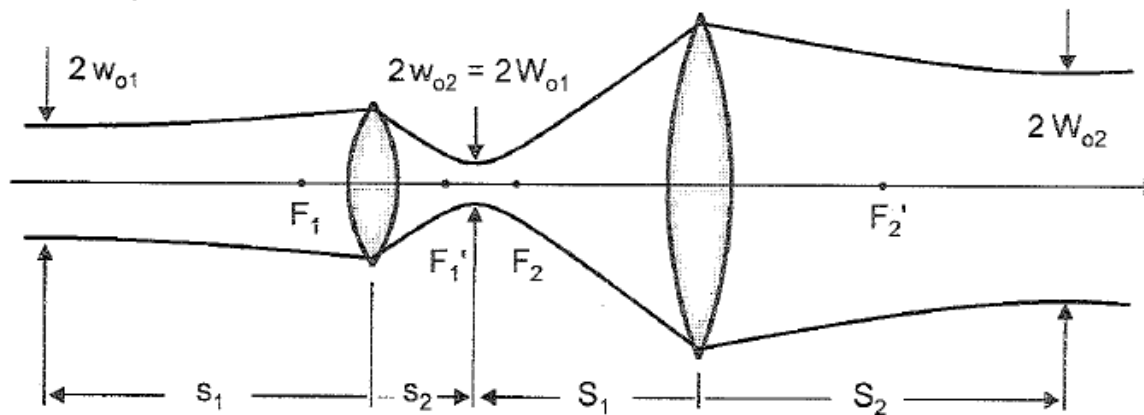
➔ Die exakte Anpassung des Strahlparameterproduktes ist oft nicht möglich

➔ Die Faserübertragung führt dann zur Verschlechterung der Strahlqualität M^2 da die Faser zu einem größeren Strahlparameterprodukt führt

Im Beispiel:
$$\frac{d_K}{2} \cdot NA_{Max} \triangleq \frac{5\mu m}{2} \cdot 240mrad = 0.6mrad \cdot mm = M^2 \cdot w_0 \cdot \theta_0 \quad \Rightarrow \quad M^2 = 2.5$$

Häufig ist in Lasersystemen die Aufweitung oder Reduzierung des Strahldurchmessers notwendig.

Hierzu werden in der Regel afokale Systeme (Teleskope) verwendet

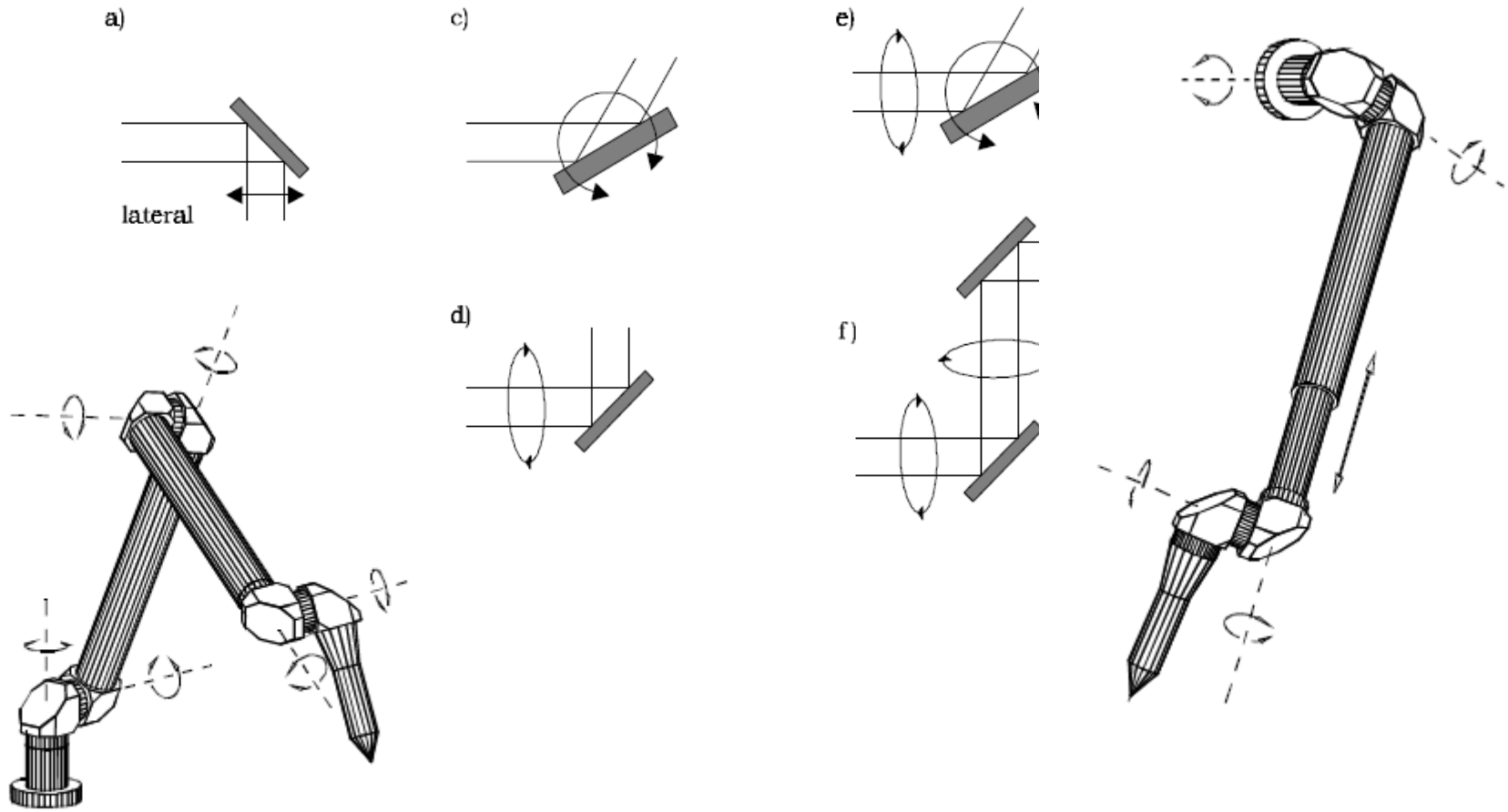


Wir die Strahltaile im objektseitigen Brennpunkt ($s_1=f_1$) platziert, dann gilt für die Strahltaile im bildseitigen Brennpunkt die Teleskopvergrößerung:

$$w'_0 = w_0 \cdot \frac{f_2}{f_1}$$

$$\theta'_0 = w_0 \cdot \frac{f_1}{f_2}$$

Strahlführung über Fasern ist nur für Wellenlängen $< 2\text{-}3\mu\text{m}$ möglich.
Alternative (z.B. für CO_2 -Laser) sind Spiegelsysteme:



Institut für Lasertechnik
Universität Düsseldorf

12 Laser in der Medizin

12.1 Funktionsweise von Lasern am Beispiel Excimer

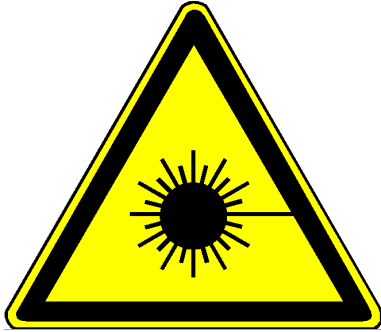
12.2 Eigenschaften von Laserstrahlung

12.3 Resonatoren

12.4 Leistungsdichte

12.5 Lasersicherheit

12.6 Beispiel-Anwendungen



Laserstrahlenschutz - eine Einführung

- Was macht den Laser so gefährlich?
- Biologische Wirkung der Strahlung
- Strahlungsgrenzwerte
- Laserklassen
- Verhaltensregeln, Schutzmaßnahmen
- Wenn's doch zum Unfall kam...

Was macht den Laser so gefährlich?

- hohe Leistungsdichte = Strahlungsleistung pro durchstrahlter Flächeneinheit (in W/m^2)
- oft annähernd parallele Strahlenbündel

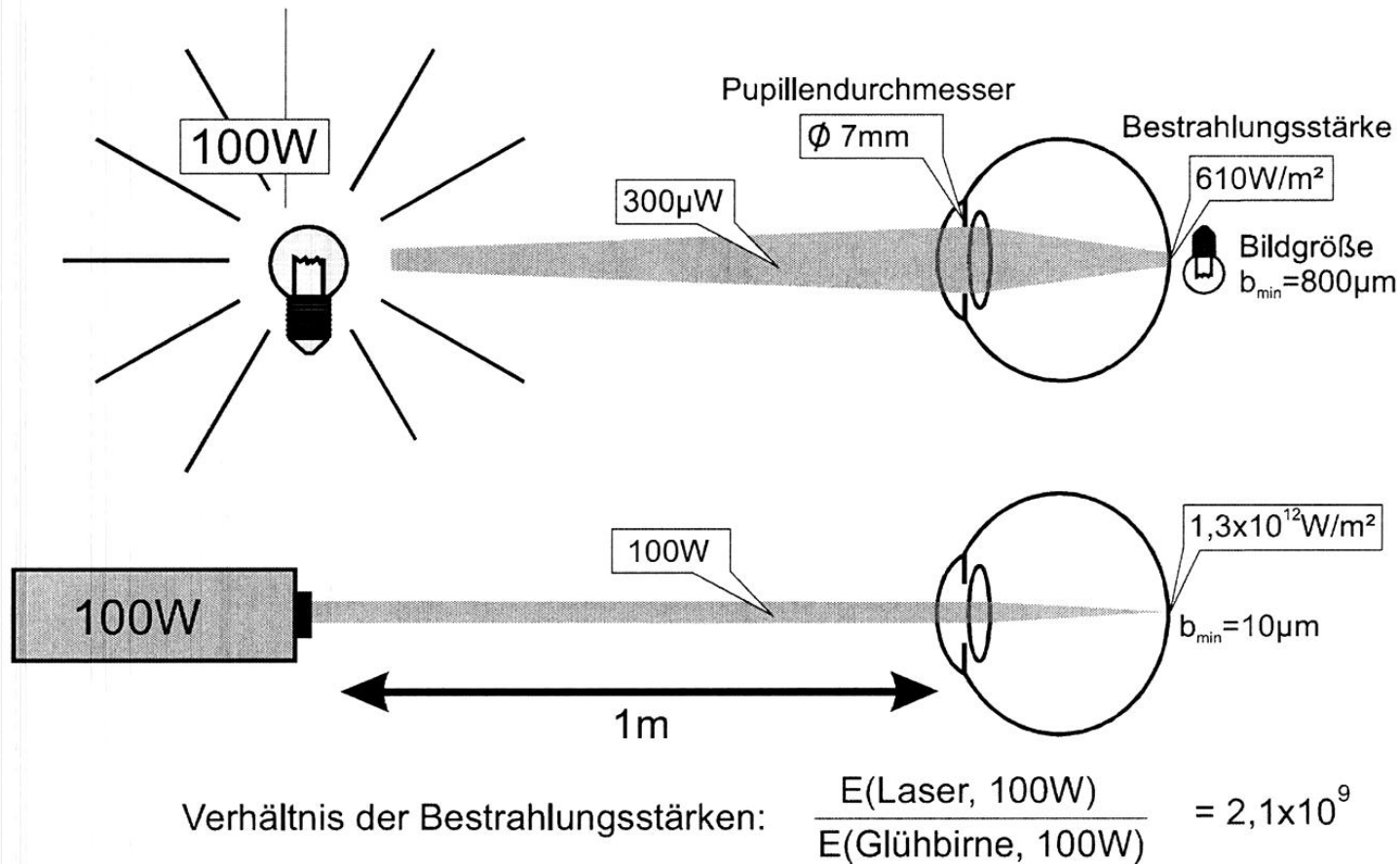
Folge:

1. Augenlinse bündelt die Strahlung (bei ca. 400 nm bis 1400 nm) auf einen Punkt (einige μm Durchmesser) auf der Netzhaut $\Rightarrow$ bis **10^9 fache höhere Leistungsdichte** an der Netzhaut im Vergleich zu ausgedehnten Lichtquellen
2. Laserstrahlung ist auch über **große Entfernungen gefährlich!**



Ar-Ionen Laser (30 W) in 33 km Entfernung:
„Farbige Grüße“ der UNI Bonn

Vergleich: Glühlampe zu Laserstrahlung

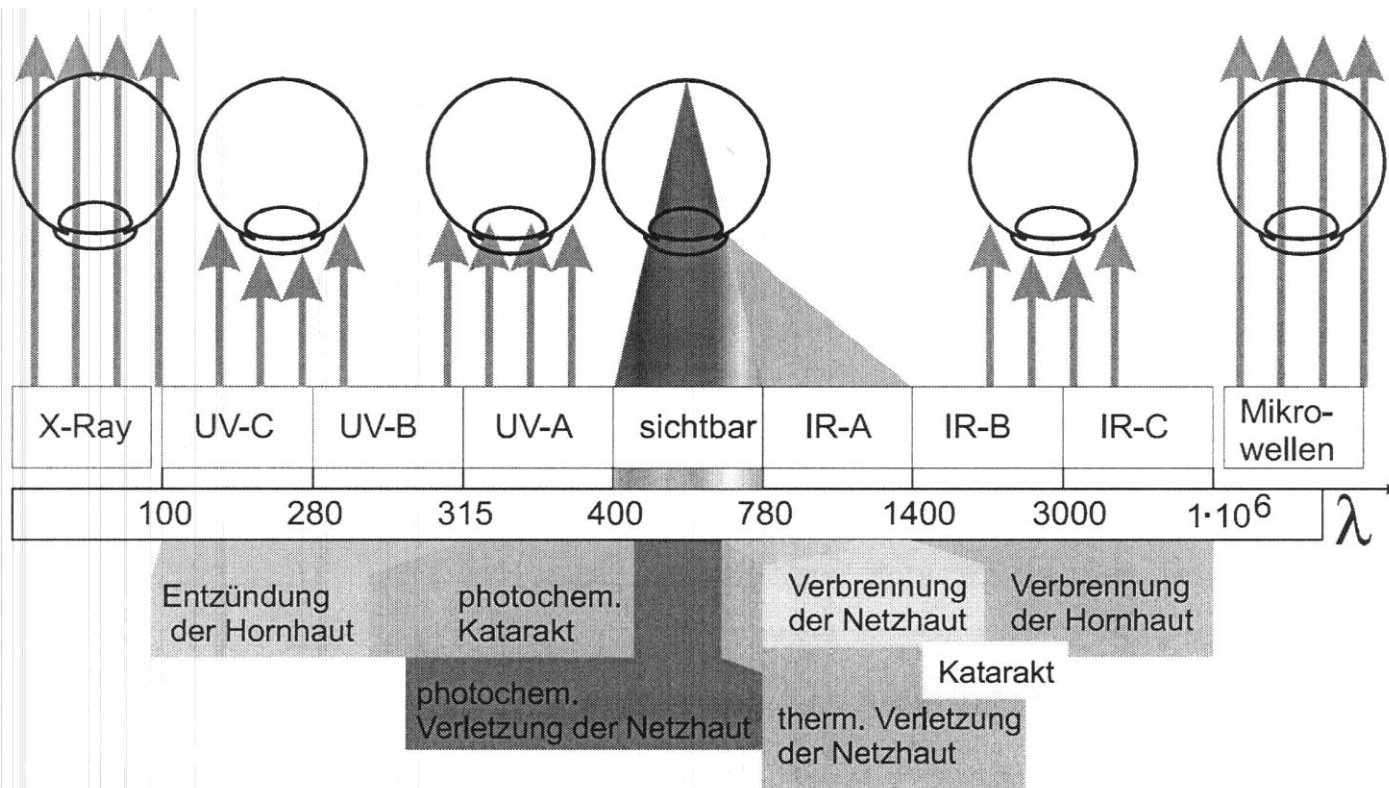
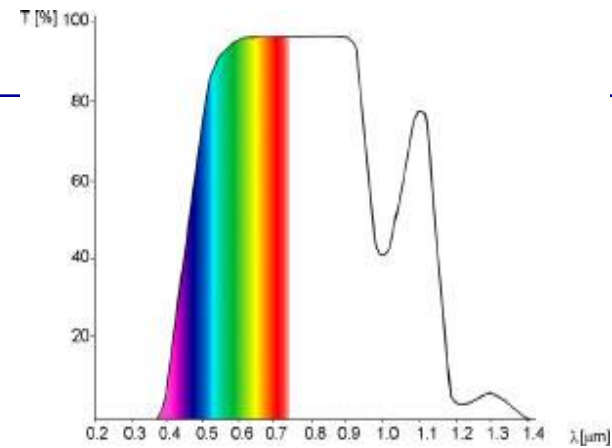


Was soll geschützt werden?



- Das uneingeschränkte **Sehvermögen** des Menschen: alle Teile des Auges, insbesondere die Netzhaut, da Schädigungen irreparabel sind
- die **Haut** des Menschen vor Verbrennungen und Verkohlungen
- die **Kleidung** und **brennbare Stoffe** (Brandgefahr)
- **explosive Stoffe** (Explosionsgefahr durch zu hohe lokale Energiezufuhr)

Eindringtiefe von Laserstrahlung in das Auge



Biologische Wirkung der Strahlung

(aufgeteilt nach den verschiedenen Wellenlängenbereichen)

Ultraviolette Strahlung (Wellenlängenbereich: 100 - 380 nm)

- Je kürzer die Wellenlänge des einfallenden Lichts ist, um so stärker absorbieren biologische Gewebe diese Strahlung, d.h. die Wirkung des UV-Lichts zeigt sich nur in **sehr dünnen Oberflächenschichten der Haut und des Auges**.
- Im gesamten UV-Bereich ist die schädigende Wirkung proportional zur Bestrahlungsdauer
Dosiswirkung: Bestrahlungsstärke · Zeitintegral
- mögliche Spätschäden: **Hautkrebs!!**

Ultraviolette Strahlung



Bsp. für Bindehautentzündung

Bezeichnung	Wellenlänge	Haut	Auge
UV - A	315 - 380 nm	Pigmentierung der Haut; Eindringtiefe wenige mm	Bildung eines Kataraktes (Grauer Star) = Trübung von Hornhaut und Linse
UV - B	280 - 315 nm	Hautrötung über Schwellung und Blasenbildung bis zur Entstehung offener Wunden; die schädigende Wirkung ist besonders intensiv ab 297 nm und im UV-C Bereich	Hornhautentzündung: (sehr schmerzhaft, Rötung, starker Tränenfluss, "Schneebblindheit") bei geringer Schädigung: Regenerationsfähigkeit der Hornhaut
UV - C	(100) 180 - 280 nm		Bindehautentzündung - besonders intensiv bei 260 nm Hornhautentzündung- besonders intensiv bei 270 nm

Sichtbare Strahlung (Wellenlängenbereich: 380 - 780 nm)

- hier sehr niedere Grenzwerte, da die Augenlinse mit der Hornhaut die auftreffende Strahlung auf die Netzhaut fokussiert. Die Bestrahlungsstärke steigt auf das 10^5 bis 10^6 -fache an gegenüber dem Wert auf der Hornhaut.
- Im blauen Bereich überwiegen **fotochemische Zersetzungsprozesse (Wirkungsmaximum bei 440 nm)**
=> besonders niedrige Grenzwerte!
- zum **längerwelligen, roten Bereich (500 nm - 780 nm)** hin überwiegt die schädigende **Wärmewirkung** => Netzhautkoagulation (Gerinnung) bis zur Karbonisierung

Infrarote Strahlung (Wellenlängenbereich 780 nm - 1 mm)

schädigende Wirkung: rein thermisch

- **IR - A: 780 - 1400 nm:**

Vordere Augenteile fokussieren Strahlung immer noch auf die Netzhaut
=> deshalb immer noch sehr niedrige Grenzwerte

- **IR - B: 1400 - 3000 nm:**

Augenflüssigkeit (hauptsächlich Wasser) absorbiert Strahlung stark
=> Netzhaut wird nicht mehr erreicht
=> Gefahr der Schädigung nicht mehr so hoch

- **IR - C: 3 μm - 1 mm:**

Eindringtiefe kleiner als 1 mm; biologische Wirkung beruht auf
Temperaturerhöhung

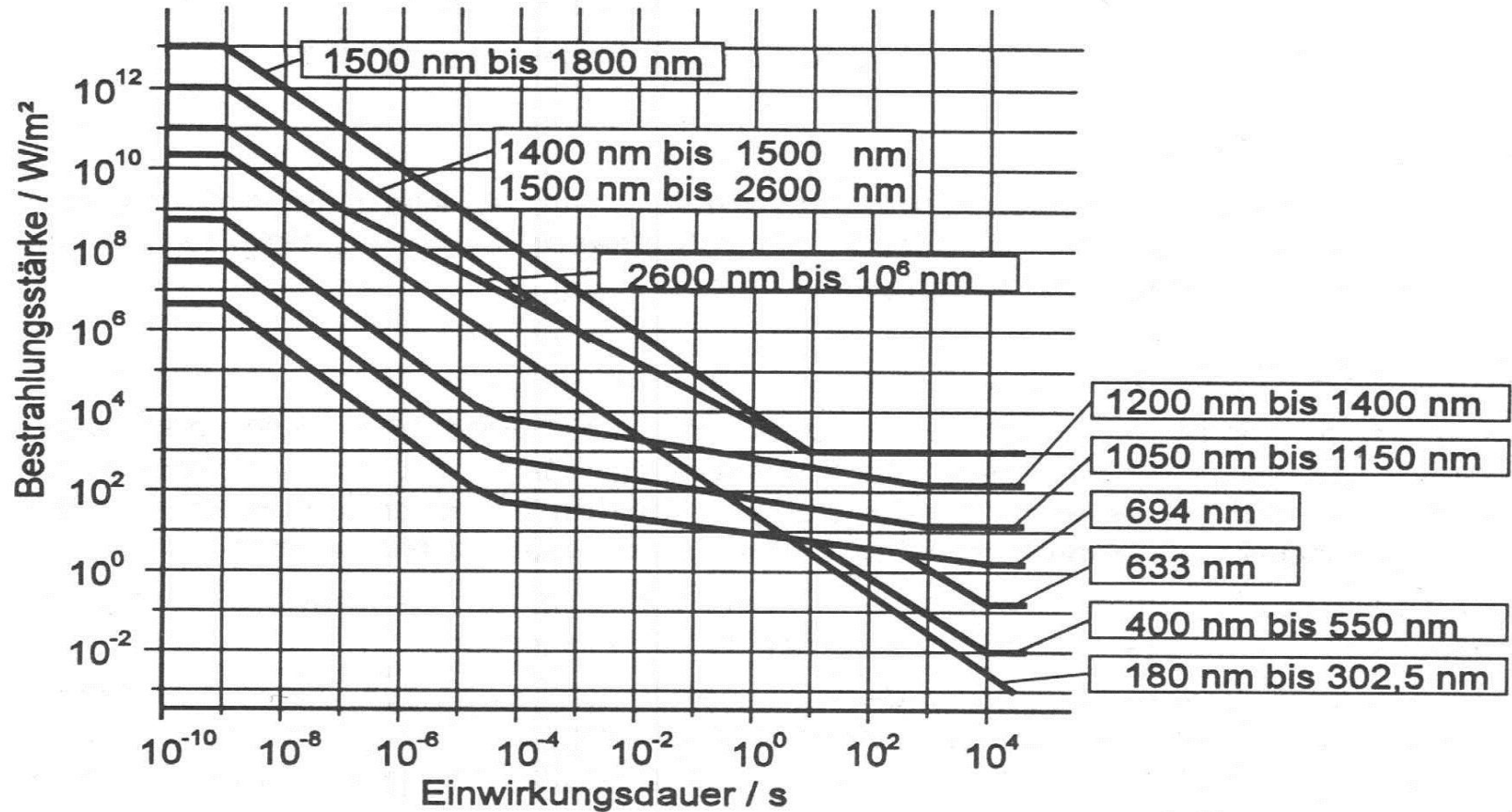
Strahlungsgrenzwerte

MZB-Werte: Grenzwerte zulässiger Bestrahlung des Menschen, ohne dass Schädigungen eintreten
(„Maximal Zulässige Bestrahlung“)

MZB-Werte sind abhängig von:

- der Wellenlänge
- der Einwirkungsdauer (Dauerstrich, Impulsdauer, Impulsfolgen)
- dem Ort der Bestrahlung (Haut, Hornhaut)
- der Größe der bestrahlten Fläche bzw. des Netzhautbildes (Punktquellen, ausgedehnte Quellen)

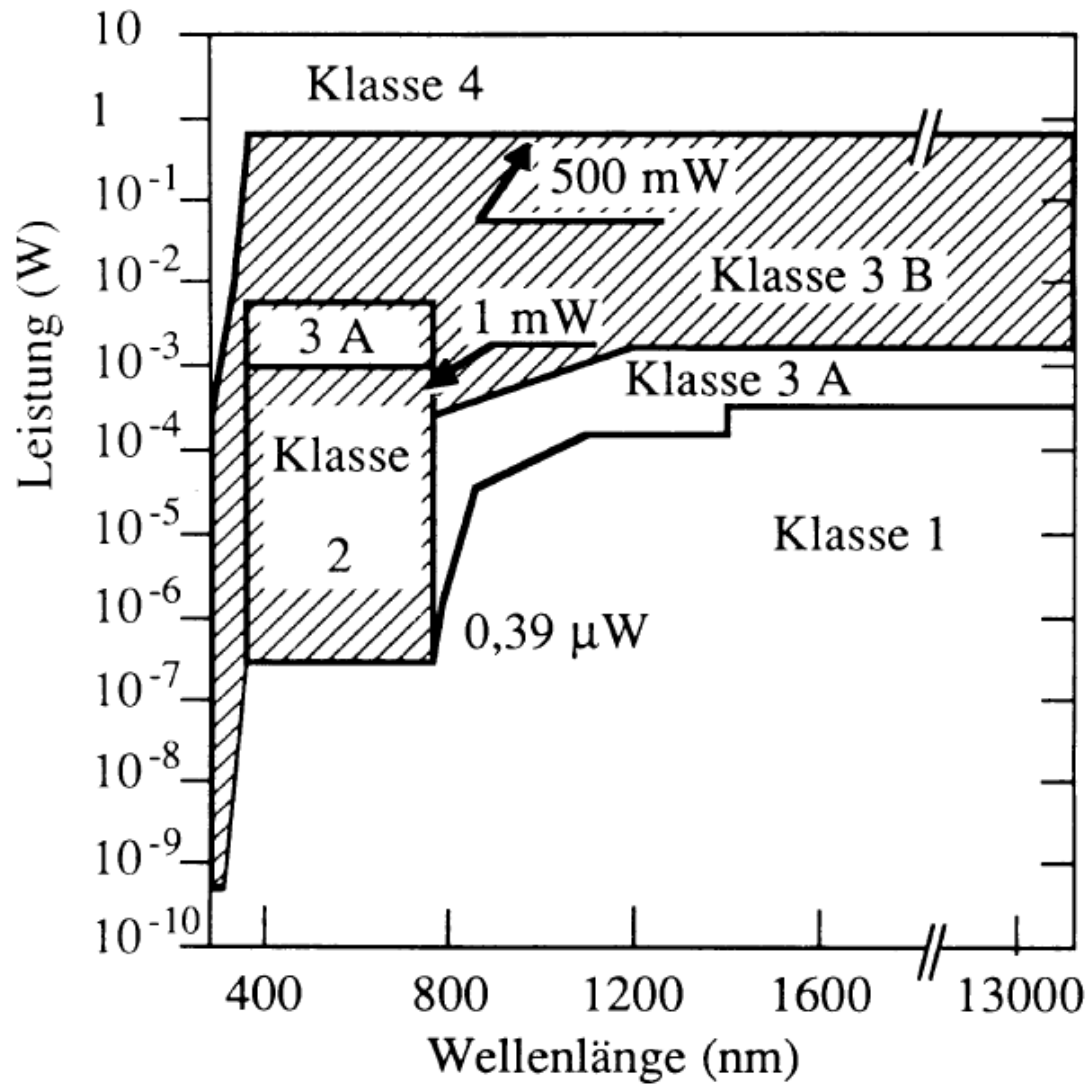
Ausgesuchte MZB-Werte für die Hornhaut (bei kleinen Quellen)



Laserklassen

- geben Aussagen über mögliche Gefährdung
 - zeigen auf, wie ich mich verhalten soll und welche *Schutzmaßnahmen* ich treffen muß
-
- Es ist **Aufgabe des Laserherstellers** den Laser oder das Gerät, in dem sich der Laser befindet, richtig zu klassifizieren und vorschriftsmäßig zu kennzeichnen.
 - Die Klassengrenzen werden durch die Grenzwerte zugänglicher Strahlung festgelegt.
 - Zeitbasis: 30 000 s im UV-Bereich
 100 s bei zufälliger Strahlenexposition:
 0,25 s: von 400 bis 700 nm (Abwendungsreaktion)

1. Klasse 1: Die zugängliche Laserstrahlung ist ungefährlich.
2. Klasse 2: Die zugängliche Laserstrahlung liegt nur im sichtbaren Spektralbereich [400 nm bis 700 nm]. Sie ist bei kurzzeitiger Bestrahlungsdauer (bis 0,25 sec) ungefährlich für das Auge.
3. Klasse 3 A: Die zugängliche Laserstrahlung wird für das Auge gefährlich, wenn der Strahlungsquerschnitt durch optische Instrumente verkleinert wird. Ist dies nicht der Fall, ist die ausgesandte Laserstrahlung im sichtbaren Spektralbereich (400 nm bis 700 nm) bei kurzzeitiger Bestrahlungsdauer (bis 0,25 sec), in den anderen Spektralbereichen auch bei Langzeitbestrahlung, ungefährlich.
4. Klasse 3 B: Die zugängliche Laserstrahlung ist gefährlich für das Auge und in besonderen Fällen auch für die Haut.
5. Klasse 4: Die zugängliche Laserstrahlung ist sehr gefährlich für das Auge und gefährlich für die Haut. Auch diffus gestreute Strahlung kann gefährlich sein. Die Laserstrahlung kann Brand- oder Explosionsgefahr verursachen.



Regeln für Arbeiten mit Lasern

- Augenschutz (Schutzbrille)
- Hautschutz
- Hinweisschild, welches die Klasse, die Wellenlänge(n) und die Leistung der Lasers anzeigt
- Vernünftige Umrandung des Laserbereichs (evtl. durch Vorhänge)
- Laserbereiche - meist ganze Räume - kennzeichnen.
- Strahlengang nicht in Augenhöhe, d.h. auch an die Kopfhöhe beim Sitzen denken!
- Strahlengang in undurchsichtigen Rohren führen (falls möglich)
- Beim Einbau optischer Elemente mögliche Reflexe bedenken und nach Einbau bei möglichst geringer Laserleistung prüfen.

Laser der Klasse 3 B

a) sichtbare Laserstrahlung
(z. B. Dauerstrichlaser)



12 Laser in der Medizin

12.1 Funktionsweise von Lasern am Beispiel Excimer

12.2 Eigenschaften von Laserstrahlung

12.3 Resonatoren

12.4 Leistungsdichte

12.5 Lasersicherheit

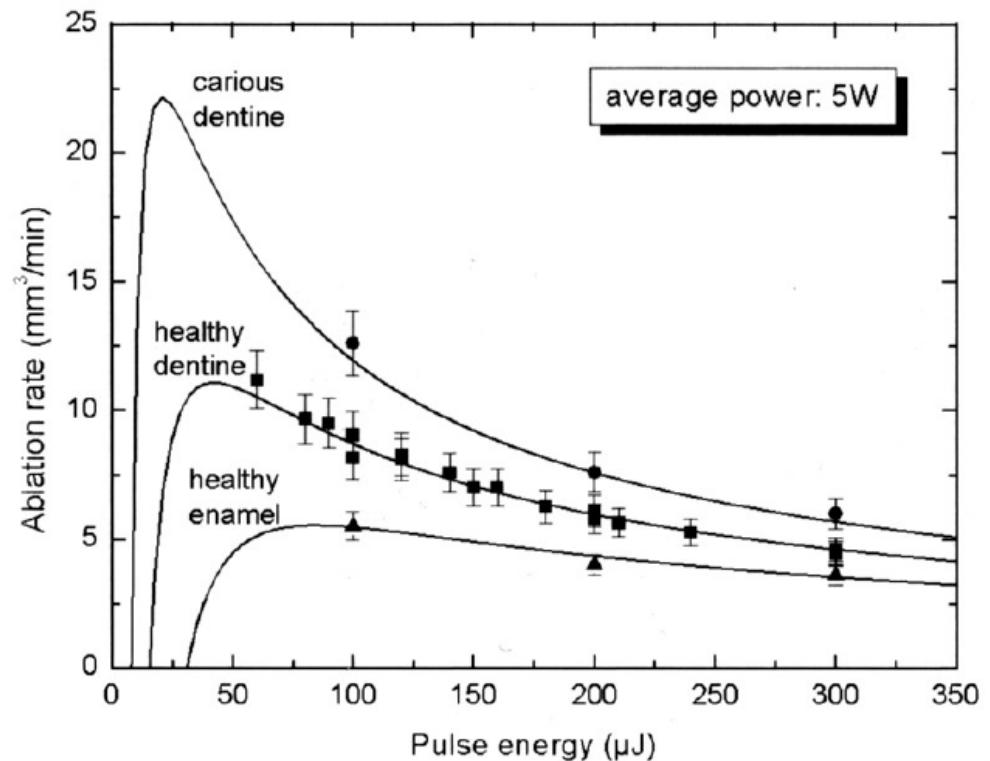
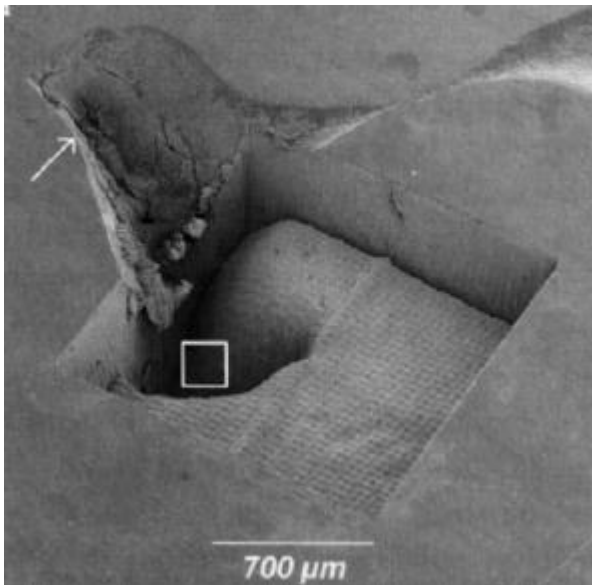
12.6 Beispiel-Anwendungen

Laser sind mittlerweile
in der Medizintechnik
sehr weit verbreitet
und spielen eine
zunehmende Rolle in der
Diagnose und Therapie



aus: www.toonpool.com

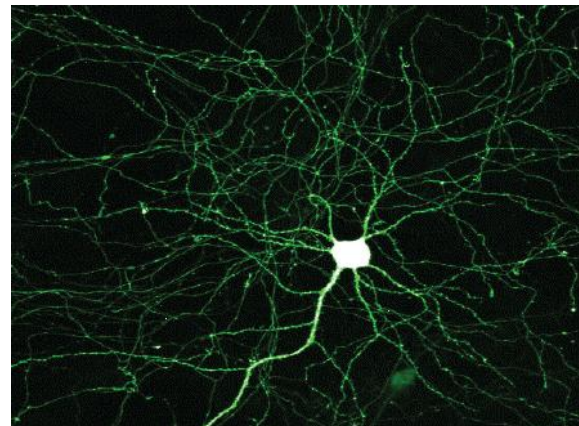
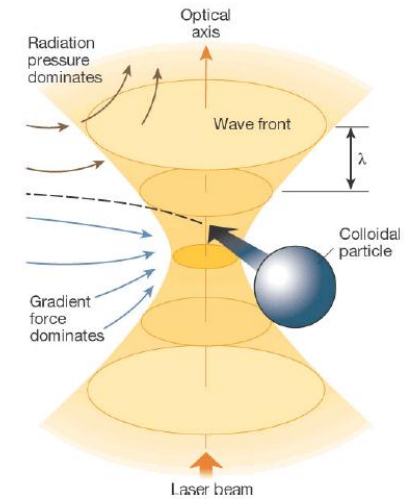
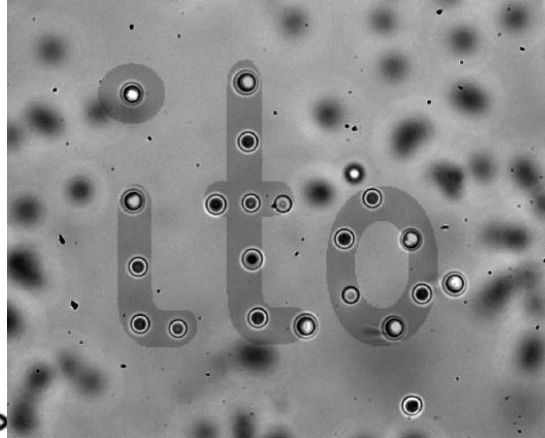
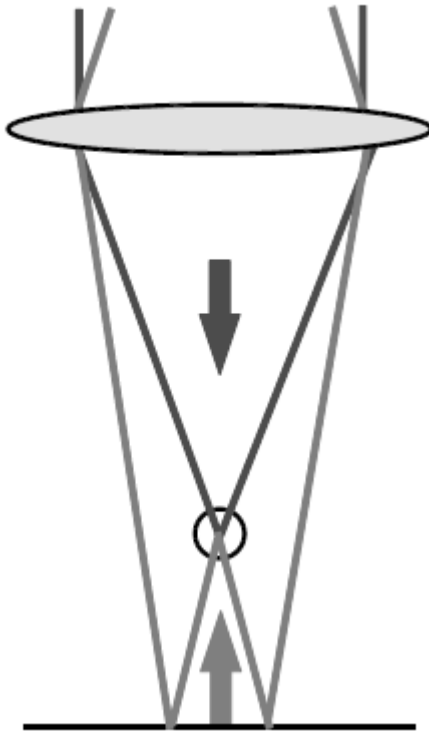
Vorteil: Abtragsrate für kariösen Zahnschmelz
ist größer als für gesunden Zahn



Nd:YAG, Nd:YLF, Ti:Sapphire

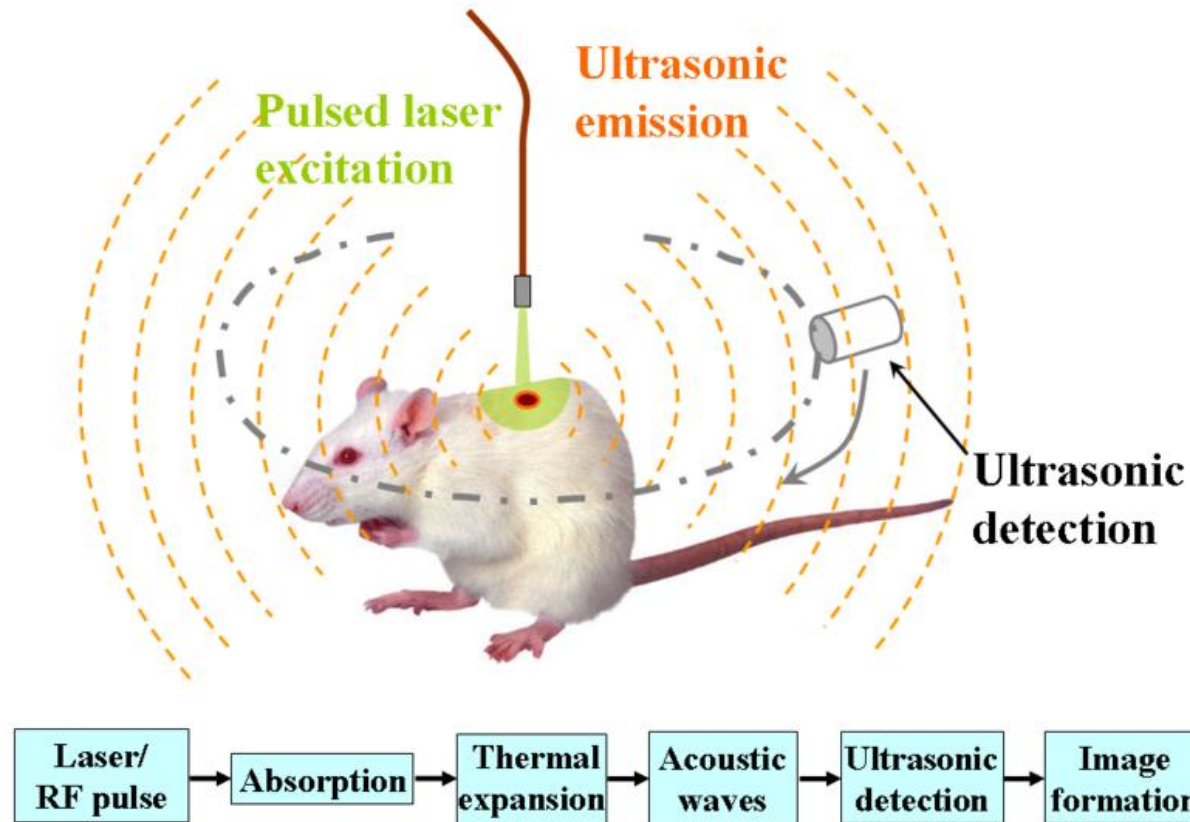
Pulsdauer: 100 fs - 500 ps ; Leistung: 100 GW/cm² - 10 TW/cm²

Laser ermöglichen
Manipulation von
Zellen
(opt. Pinzette)



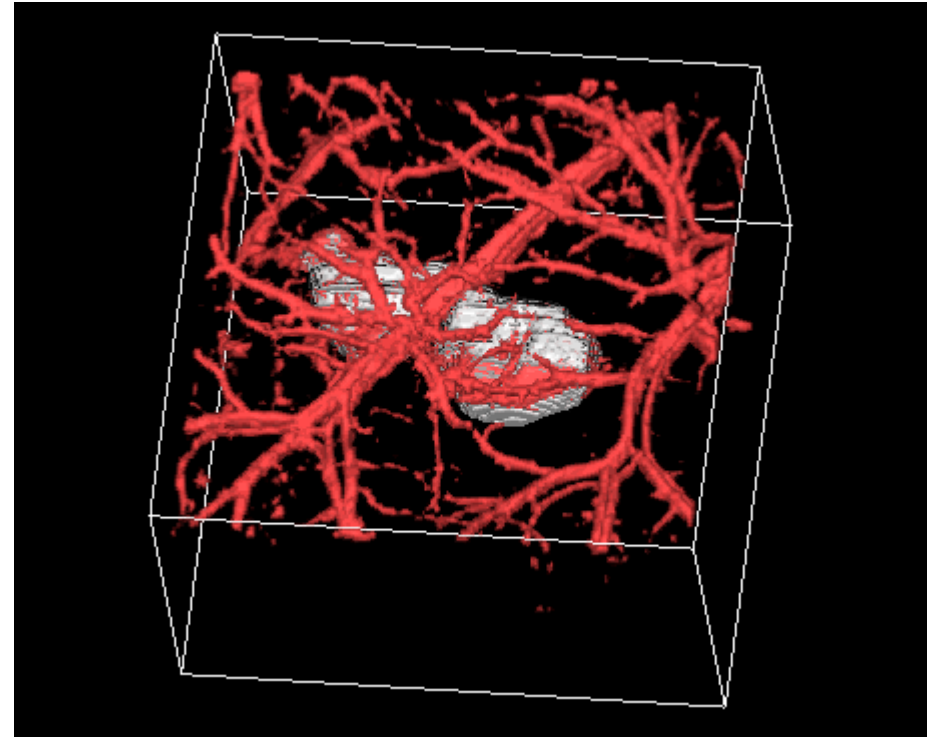
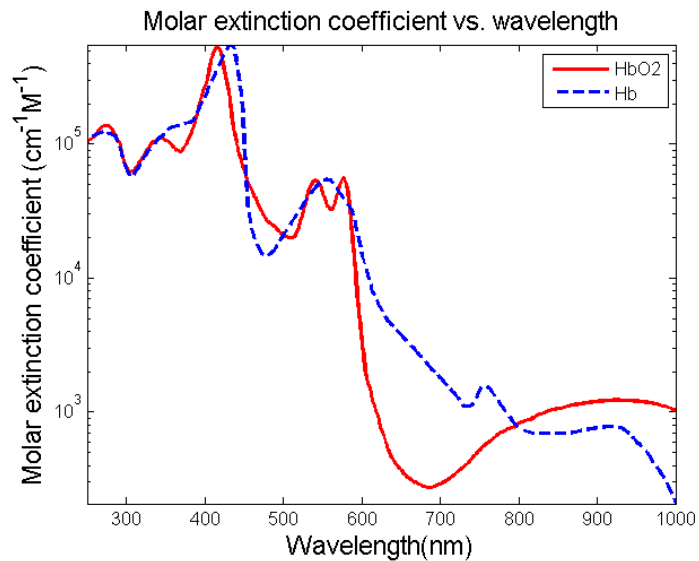
Laser ermöglichen
gezielte
Anregung von
Fluoreszenz

Prinzip: Absorption kurzer Laserpulse führt zur thermoelastischen Ausdehnung (Schockwelle → Ultraschallsignal). Ein Detektor nimmt diese Signale an mehreren Positionen auf → Rekonstruktion → 3D-Schnittbilder des Absorptionsverhaltens

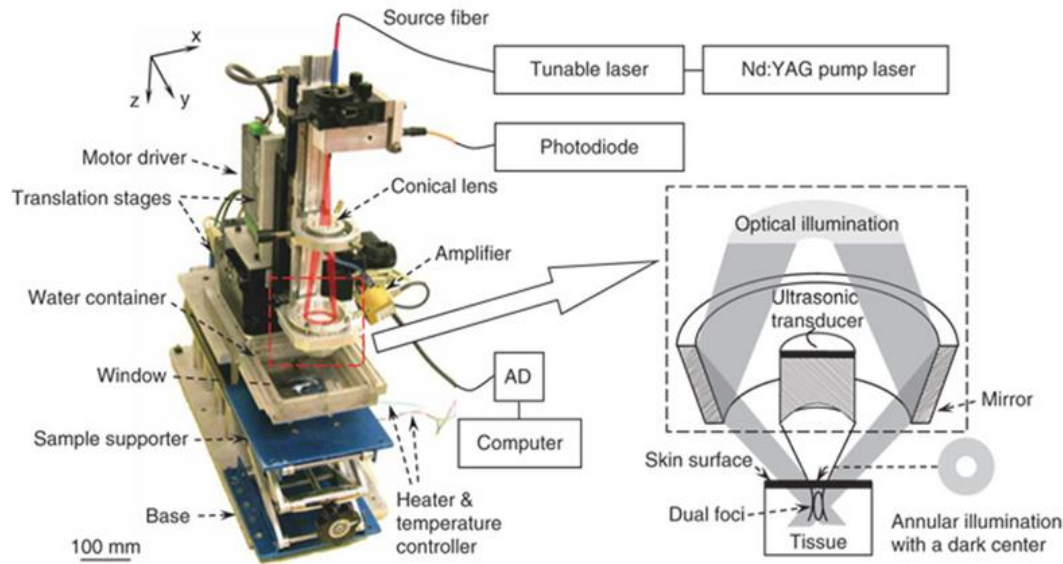


http://en.wikipedia.org/wiki/Photoacoustic_imaging_in_biomedicine

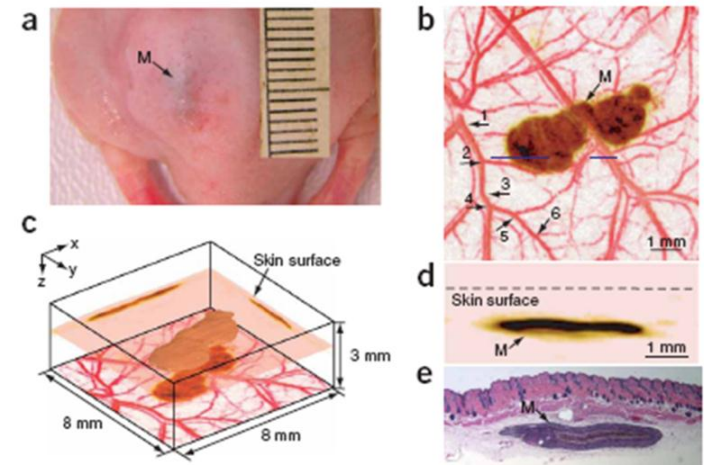
- Erzeugung absorptions-spezifischer 3d-Bilder
(z.B. Abhängig von Sauerstoffgehalt des Blutes)



http://en.wikipedia.org/wiki/Photoacoustic_imaging_in_biomedicine



➔ Anwendung auch in der Mikroskopie
z.B. zur Tumorlokalisation



http://en.wikipedia.org/wiki/Photoacoustic_imaging_in_biomedicine