

1. Einführung

- Auge: Auflösungsvermögen Auge: ca. $70\mu\text{m}$ im Abstand 250mm

- Lupe: vergrößertes virtuelles Bild

für hohe Vergrößerungen kleine Abstände Objekt-Linse und Linse-Auge notwendig

Vergrößerung $\Gamma = \frac{s_0}{f_L}$

$f_L \leftarrow$ Brennweite Linse

- Fernrohrlupe, mehrlinsiges System; $L' > L \leadsto$ Vergrößerung

Operationmikroskop

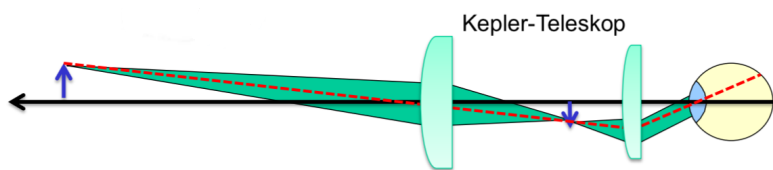
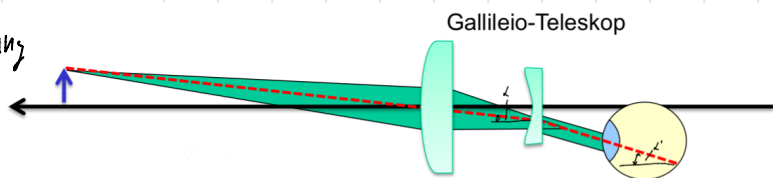
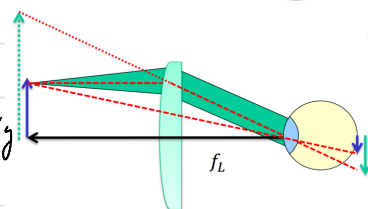
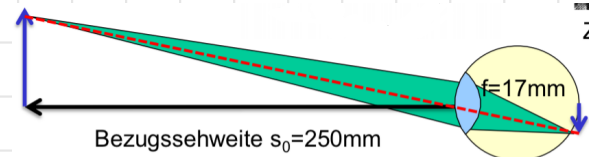
- Licht als Werkzeug / Therapie

Einsatz von Optik als Werkzeug & zur Therapie

Licht Teilchencharakter: $\leadsto$ Energie

$\leadsto$ Impuls

$\leadsto$ Energieeintrag (Wärme, Anregung); Kraftwirkung



2. Grundlagen Licht

- Quantenoptik $\rightarrow$ physikalische Optik $\rightarrow$ geometrische Optik $\rightarrow$ paraxiale Optik
 $\Leftarrow$ Komplexität Anschaulichkeit $\Rightarrow$

- elektrodynamische Grundlagen

$\leadsto$ Wellengleichung

- Wellengleichung für elektromagnetische Wellen; Strom- & Ladungsfreiheit: $\rho = j = 0$
 Medium homogen ($\epsilon, \mu \neq f(r)$), isotrop (allg. Tensoren)

$$\Delta \vec{E} - \frac{n^2}{c^2} \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} = 0 \quad n: \text{Brechungsindex} \quad n = \sqrt{\epsilon_r \mu_r}$$

(linear in $E \Rightarrow$ Superpositionsprinzip)

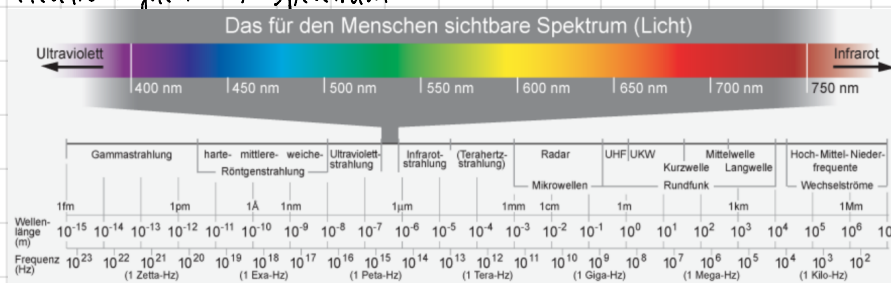
- Elementarlösung: harm. Schwingung (in t)

$$\Delta \vec{E} + n^2 \frac{\omega^2}{c^2} \vec{E} = 0 \quad \text{Helmholtz-Gleichung}$$

$\omega = \frac{2\pi}{T} \leftarrow \text{Kreisfrequenz} \quad \text{Schwingungsdauer}$
 $\omega = 2\pi \cdot f \leftarrow \text{Frequenz}$

elektromagn. Licht: Schwingung im Zeitbereich mit hoher Frequenz

$\leadsto$ elektromagnetisches Spektrum

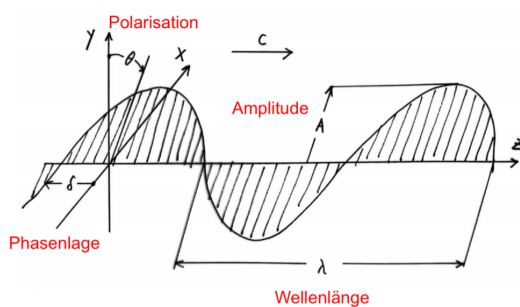


$\leadsto$ Lösungen der Helmholtz-Gleichung

- Richtungsvektor $\vec{k} = \frac{\omega \cdot \vec{n}}{c_0}$

- Vektor-Welle im Raum mit Richtungsvektor $\vec{k} : \vec{E}(\vec{r}) = \vec{E}_0 \cdot e^{-i\vec{k} \cdot \vec{r}}$
 Wellenlänge: $\lambda = \frac{2\pi}{|\vec{k}|}$
 $(\hat{=} \text{zeitlicher Periodendauer}) \quad |\vec{k}| \leftarrow \text{Schwingungsperiode}$
 $|\vec{k}| = \sqrt{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2} = \omega \cdot \frac{n}{c_0} = n \frac{2\pi}{\lambda}$

$\leadsto$ elektromagnetische Welle $\vec{E}(\vec{r}, t) = \vec{E}_0(\vec{r}) \cdot e^{i(\omega t - \vec{k} \cdot \vec{r})}$ $\leadsto$ elektromagn. Welle mit Zeitanteil; Lsg. der Helmholtz.-Gl.



Intensität $I \propto |\vec{E}_0|^2$
 Phase $\varphi(\vec{r}, t) = \omega t - \vec{k} \cdot \vec{r}$
 Richtung $\vec{k}/|\vec{k}|$
 Polarisation $\vec{E}/|\vec{E}|$
 Frequenz ω

$\leadsto$ Ausbreitung elektromagnetischer Wellen

Phasengeschw. (in Materie): $c = \frac{\omega}{k} = \frac{c_0}{n} \leftarrow \text{Lichtgeschw. im Vakuum}$

- wichtige Wellen-Eigenschaften

$\leadsto$ Überlagerung Wellen gleicher Polarisation (E-Feldrichtung) & Wellenlänge

$$E_{\text{summe}}(z, t) = E_1(z, t) + E_2(z, t) \quad \text{mit} \quad E_{1/2}(z, t) = E_{1/2} \cdot e^{i\varphi_{1/2}(z)} \cdot e^{i\omega t}$$

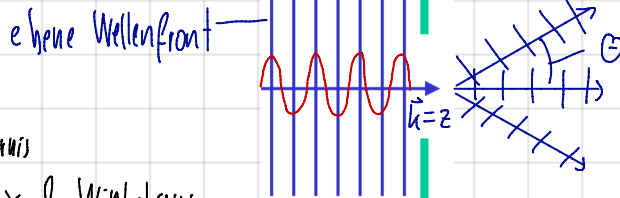
Verstärkung: Wellenberg auf Wellenberg $\leftrightarrow$ Auslöschung: Wellenberg auf -tal $\rightarrow$ Interferenz-Term

$$\leadsto \text{Intensität} \quad |E_{\text{summe}}(z, t)|^2 \propto E_{\text{summe}} \cdot E_{\text{summe}}^* = E_1^2 + E_2^2 + 2E_1 E_2 \cos(\varphi_1 - \varphi_2)$$

} $\leadsto$ Interferenz

~ Beugung

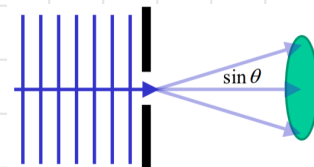
- Ebene Welle (unendlich ausgedehnt) trifft auf Hindernis
→ Verknüpfung eines Teils der Wellen nach dem Hindernis
- mathematischer Hintergrund: Zshg. Orts- Ausdehnung $\times$ & Winkel-
dehnung k über Fourier-Transform; Beugung am Spalt $\Delta k_x = \frac{2\pi}{\Delta x}$
 Θ : Beugungswinkel; Δx : Spaltbreite
- Beugungseffekte / Auflösungsvermögen



$$\Delta x = \frac{\lambda}{\sin \Theta} \approx \frac{\lambda}{\Delta \Theta}$$

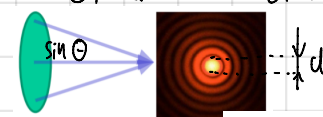
1.) Objekt Größe Δx erzeugt Beugungswinkel $\sin \Theta = \lambda / \Delta x$

~ Auflösungs Grenze: um Obj. der Größe Δx auflösen zu können, müssen
Objektwinkel $\sin \Theta > \lambda / \Delta x$ detektiert werden



2. optisches System mit Öffnungswinkel = numerischer Apertur ($NA = \sin \Theta$) kann nur Lichtfleck der
minimalen Größe Δx erzeugen ~ beugungs begrenzt) Pkt. bild

Abhe: Abstand y zweier Punkte, die noch getrennt zu sehen

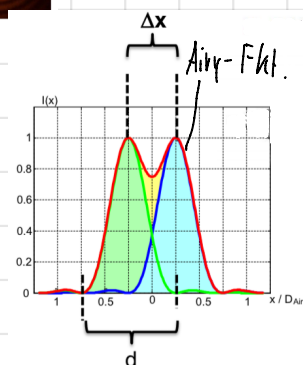


$$\text{sind: } y = \frac{\lambda}{2n \sin \Theta}$$

Durchmesser Punktbild: $d_{\text{Airy}} = 1,22 \cdot \frac{\lambda}{n \cdot \sin \Theta} = NA$

Auflösungsvermögen: $\Delta x = \frac{0,61 \lambda}{NA}$

d : Abstand der Nullstellen



~ Zusammenfassung Wellenoptik

- Interferenz bei kohärentem Licht:
 - zeitliche (nur eine Wellenlänge)
 - räumliche (gleiche Ausbreitungsrichtung)
 } Kohärenz
- räumliche Begrenzungen führen zu Beugung

- Licht & Materie / Grenzflächen

~ Grenzflächen

- Ausbreitungsrichtung senkrecht zur Eintrittsfläche in homogenem Medium mit Brechzahl n
Optische Weglänge (äquivalenter Weg im Vakuum): $ODL = n \cdot l$ l : zurückgelegter Weg in Medium
 $n = \sqrt{\epsilon_r \mu_r}$ $\lambda_n = \frac{\lambda_0}{n}$

→ Ausbreitungsgeschw. & effektive Periode in Medium reduziert → Licht wird abgelenkt

- Welle im Winkel i zur Grenzfläche

Stetigkeitsbedingungen der Maxwell-Gleichungen: Wellenvektor bleibt -berg

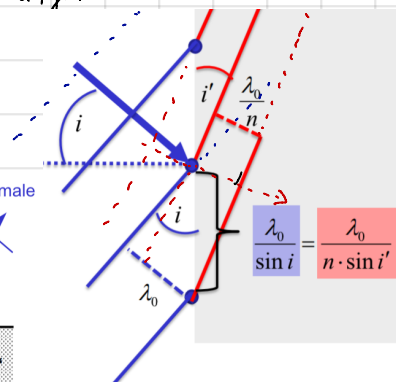
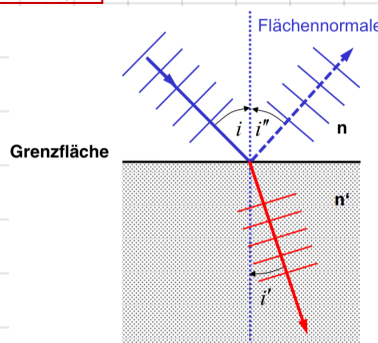
i : Einfallswinkel; i' : Brechungswinkel $\sin i = n \cdot \sin i'$

~ Reflexions- & Brechungsgesetz: Snellius'sches Gesetz

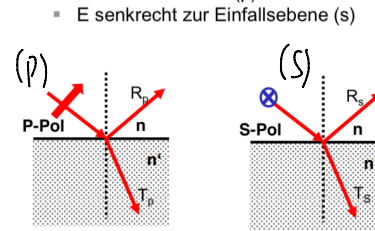
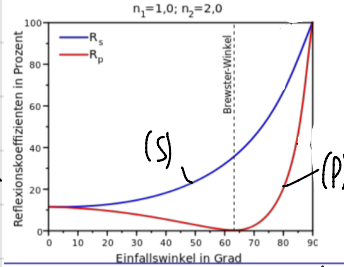
nur Teil des Lichts wird reflektiert, Rest gebrochen

Reflexion: $i = -i''$

Brechung: $n \sin i = n' \sin i'$

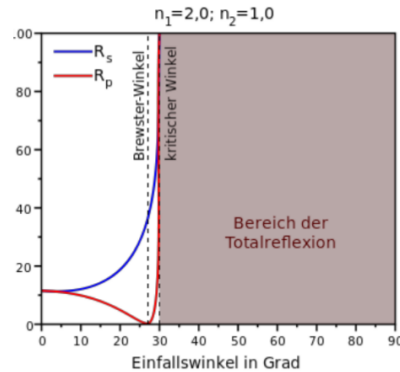


- Fresnel'sche Gl.en: wieviel Licht wird reflektiert/transmittiert
 → Abhängig von E-Vektor-Richtung (Polarisation)
 2 Fälle: • (p): E in Einfallsebene ~ waagrecht polarisiert
 • (s): E senkr. zu Einfallsebene ~ statrk. pol.



Brewster-Winkel: Winkel, bei dem von Licht nur statrk. polarisierte Anteile reflektiert werden ~ Licht dann linear pol.!

→ Brechung & Totalreflexion



• Totalreflexion

Brechungsgesetz

$$n \sin i = n' \sin i'$$

da $\sin i < 1$:

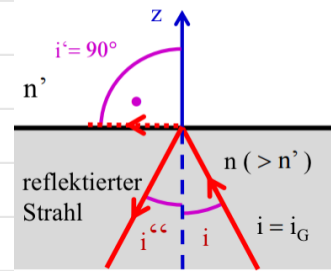
$n' > n$: von optisch dünner in optisch dichteres Medium

~ immer Lösung für Brechungswinkel i'

$n' < n$: von optisch dichtem in optisch dünneres Medium

~ keine reelle Lsg. für i'

~ alles Licht wird reflektiert = Totalreflexion



Totalreflexion für $i > i_G$

→ Grenzwinkel $\sin i' = 1$:

$$\sin i_G = \frac{n'}{n}$$

• Anwendung: Totalreflexionsprisma: Bildumkehr

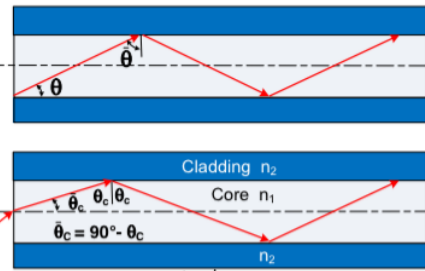
• Stufen-Index - Faser (z.B. Faser-Endoskope): $n_{\text{Kern}} > n_{\text{Mantel}} \rightarrow$ Totalreflexion

Θ_a : maximaler (steilster) Winkel, bei dem Totalreflexion erfolgt

$$\sin(\Theta_c) = \frac{n_2}{n_1} \quad \sin(\Theta_a) = n_1 \sin(\bar{\Theta}_c) \quad \bar{\Theta}_c = 90^\circ - \Theta_c$$

$$NA = \sin(\Theta_a) = n_1 \cdot \cos(\Theta_c) = n_1 \sqrt{1 - \sin^2(\Theta_c)} = n_1 \sqrt{1 - \frac{n_2^2}{n_1^2}} = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$$

max. Akzeptanzwinkel: Numerische Apertur



- Dispersion & Absorption

$$n = n(\lambda) - i n_i(\lambda)$$

von Wellenl. abh.

Dispersion: $\Delta n = n(\lambda_1) - n(\lambda_2) \rightarrow$ Realteil ~ realer Brech.ind.

Absorption: $n_i \rightarrow$ Imaginärteil

Anwendung Dispersion: Aufspaltung monochrom. Licht mit Prismen, da Wellenlängen unterschiedl. gebrochen werden

Absorption: Imaginärteil kompl. n: Absorptionskoeff. $L = \frac{2 \cdot \omega}{c_0} \cdot n_i$

absorbierende Strecke

$$\text{Lambert-Beer'sches Gesetz: } I(z) \propto \langle \vec{E}^2 \rangle = I_0 \exp(-L \cdot z)$$

Absorptionskoeff. ist proportional zu Im.teil der komplexen Brechzahl

- Absorptions-Spektroskopie: optische Spektren sind charakteristisch für chem. Elemente

fest / flüss.: kontinuierliches Spektrum

glühende Gase/Dämpfe: diskont. (Absorptionsspektrum)

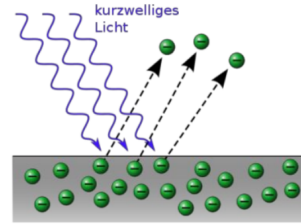
- je höher L , desto geringer Eindringtiefe; Wasser (z.B. Gewebe) hohe Transmission im Sichtbaren (Eindringtiefe)

- Absorption: Pulsoxymetrie $\rightarrow$ Absorptionsmaxima für Oxy-Hb und Desoxy-Hb messbar $\rightarrow$ Aussage über Sättigung
- Flüssigkeiten: $L(\lambda) = \sum_i \epsilon_i(\lambda) \cdot c_i$; ϵ_i : molarer Extinktionskoeff.; c_i : Konz.
- Röntgenstrahlung [CT] = Hounsfield Unit, beschr. Absorptionseig. v. Gewebe für Röntgenstr.
 $CT = \frac{L_{\text{Gewebe}} - L_{\text{Wasser}}}{L_{\text{Wasser}}} \cdot 1000$ Wasser: 0 (Referenz) Knochen > Kontr.mittel
 Luft: -1000 HU (keine Abs.)

Photonenbild / Streuvorgänge

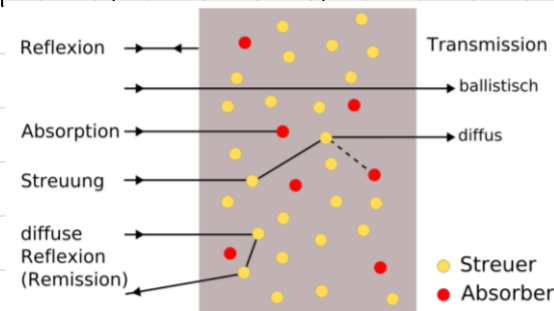
- Teilchencharakter: Energie $E = h \cdot \omega$ Planck'sches Wirkungsquantum
 Impuls $p = h \cdot k$ $h = h / 2\pi = 1,05 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$
- Photonenfluss bei $I = 1 \text{ W/cm}^2$ Energie Photon: $E_1 = h \cdot \omega = h \cdot c / \lambda = 4 \cdot 10^{-19} \text{ J}$
 (Intensität $I = P/A = E/(A \cdot t)$ mit Leistung P N : Anzahl Photonen
 $\hookrightarrow \Phi = I / E_1 = I \cdot \lambda / (h \cdot c) = 2,5 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ bestrahlt 1 cm^2 pro s
 $= N / (A \cdot t)$

äußerer Photoeffekt



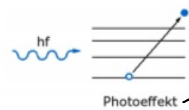
Äußerer Photoeffekt
 $2,5 \cdot 10^{19}$ Photonen

- Absorption (Streuung im Photonbild $N(z)$ Anzahl nicht absorbiert
 Eindringtiefe (freie Weglänge): $\Delta z = 1/L = 1/\mu_L \approx 1/(\alpha + \mu_s)$ Photonen
 modifizierter Lambert-Beer'scher Gesetz $N(z) = N_0 \exp(-(\alpha + \mu_s) \cdot z)$
 $\hookrightarrow$ zusätzl. Streuung Streukoeff. μ_s

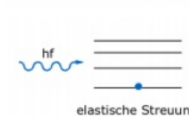


- Streuung; Unterschied zu Abs.: Lichtverlust, Strukturen aber erkennbar
 Streuung: Änderung Lichtrichtung, Strukturen nicht erkennbar
 Albedo $\alpha = \mu_s / (\mu_s + \alpha)$

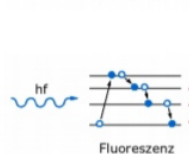
energetischer Überblick Streuprozesse



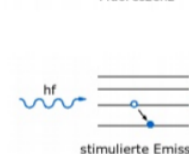
Absorption, Energie komplett in Material deponiert



keine Energieverlust, d.h. einstrahltes Licht hat gleiche λ wie Streulicht (Rayleigh, Mie - Streuung)



inelast. Streuung: Energieverlust, d.h. gestreutes Licht hat größere λ (kleine Energie) als einstrahltes Licht (Fluoreszenz, Raman-, Compton-Streuung)



Laser; kohärentes Licht gleicher λ wird emittiert; Voraussetzung: angeregtes Material

- Lichtabsorption Medizin

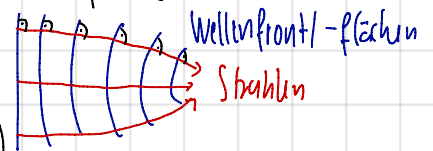
$\hookrightarrow$ Erwärmung $\rightarrow$ Gewebeveränderung: Denaturierung, Austrocknung, Karbonisierung, Verdampfen/Verbrennen
 Koagulation Flüss. entnahme mechanische Schädigung Abtragen, Schneiden

- Fluoreszenz $\sim$ Photolumineszenz: Körper kann leuchten, wenn er von Lichtquelle angestrahlt wird
 $\sim$ Fluoreszenz: kein Nachleuchten nach Abschaltung d. Lichtquelle; z.B. Schwarzlicht Disko, Geldscheinprüfung
 $\sim$ Phosphoreszenz: Nachleuchten

Lichtemission erfolgt unter Energieverlust $\rightarrow$ Fluoreszenzangregung von sichtbarem Licht nur durch Licht mit höherer Energie (kürzeres λ): z.B. Röntgenlicht, UV-Strahlung, blaues Licht

3. Geometrische Optik

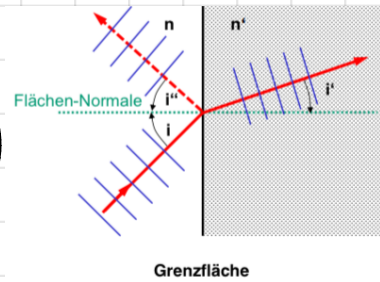
- Wellenfront & Strahlen äquivalent (ohne Beugung): Strahlen sind Normalen zur Wellenfront (= Satz von Malus)
- Geometr. Optik: beschäftigt sich mit Ausbreitung v. Lichtstrahlen
- Axiome der g.O.: $\sim$ Strahlen in homogenen Medien verlaufen auf Geraden
 $\hookrightarrow$ empirisches Gesetz $\sim$ Strahlen an Grenzflächen gebrochen/reflektiert (keine Beugung)
 $\sim$ keine Interferenz
 $\sim$ Strahlwege umkehrbar (Glen gelten vorwärts & rückwärts); aber Konvention: Lichtrichtung links $\rightarrow$ rechts



- Reflexions- & Brechungsgesetze

$\sim$ Snelliussches Gesetz: $n' > n$ (in dichtere): Brechung zum Lot ($i' < i$)

Reflexion $i = -i'$ Brechung $n \sin i = n' \sin i'$



- paraxiale Optik: kleine Winkel $\sim$ nicht-lin. Brechungsgesetz wird linear (nur symmetr. Systeme)

$\hookrightarrow$ Annahmen: Winkel Strahl/opt. Achse klein; Taylor-Entw. 1. Ordnung: $\sin i \sim \tan i \sim i$

paraxiales (lineares) Brechungsgesetz $n \cdot i = n' \cdot i'$ $\cos i \sim 1, (1 - i^2) \sim 1$

$\sim$ Vorteile: einfache Abbildungsglen (Gauß'sche, Paraxiale Optik)

perfekte geometr. Abb. ohne Abb. fehler $\sim$ alle von Objektpkt. ausgehenden Strahlen schneiden sich in einem Bildpkt.

$\sim$ Abweichung exist (Snellius) $\leftrightarrow$ paraxial: Abbildungsfehler = Aberration: Strahlen schneiden nicht in einem Pkt. (in paraxialer keine Bildfehler)

$\sim$ Lichtrichtung: links nach rechts

Ursprung: Scheitelpunkt der Fläche

nach oben; in Lichtricht.: Strecken positiv

unten; gegen: Strecken negativ

Winkel: von Strahl zu Achse;

gg. Uhrzeigersinn positiv

$\sim$ aus $n \cdot i = n' \cdot i'$ und $u = h/s, v = h/r, u' = h/s'$

$n' \cdot u' = n \cdot u + h \frac{n' - n}{r}$ $\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \frac{n' - n}{r}$ Gl. 1

Gl. 1: Abbildungsgl. für Einzelplätze

Bildlage unabh. von u ; alle parax. Str. aus einem Objektpkt. O (Abst. s) trifft auf O' abh. (Abst. s')

$\hookrightarrow$ nur Schnittpkt. von 2 Strahlen zu bestimmen reicht aus

$\sim$ Brechkraft Einzelplätze $\varphi = \frac{n' - n}{r}$ [φ] = 1 dpt = 1 m⁻¹

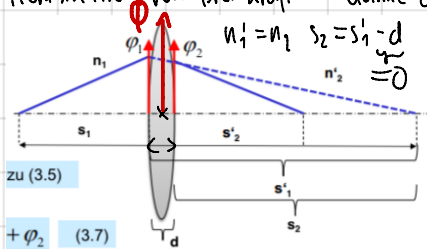
(je größer φ umso kleiner r)

allgemeine Abb. gl. für Einzelbrechkraft $\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \varphi$

- Abbildungsgl. für Reflexion

Hohlspiegel: $r < 0 \leftrightarrow$ erhabener Spiegel: $r > 0$

- Kombination von Brechkraften - dünne Linse

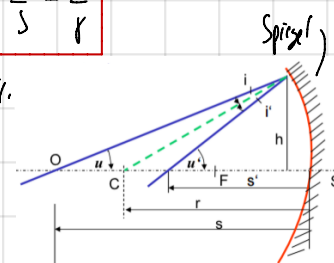


$\frac{n'_1}{s'_1} - \frac{n_1}{s_1} = \varphi_1$
 $\frac{n'_2}{s'_2} - \frac{n_2}{s_2} = \varphi_2$

$\hookrightarrow$ Reflexions- & paraxiales Brechungsgesetz identisch für $n' = -n$
 aus Reflexionsgesetz mit Spiegel an Luft ($n=1, n'=-1$)

$\hookrightarrow \varphi_{\text{Spiegel}} = -\frac{2}{r}$ Abb. gl. Spiegel: $\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{2}{r}$

$\frac{n'_2}{s'_2} - \frac{n_2}{s_2} = \varphi_1 + \varphi_2 = \varphi \leftarrow$ Gesamtbrechkraft.



- dünne Linse in Luft $\frac{1}{s'} - \frac{1}{s} = \Phi = \frac{1}{f'}$ Linsen-Abbildungs-Gl.
 Linsenmaterial n f' : Brennweite = 1/Brechkraft (an Luft!)

$$\Phi = \Phi_1 + \Phi_2 = \frac{n-1}{r_1} - \frac{n-1}{r_2} = (n-1) \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \quad r_1, r_2: \text{Radius Kugelflächen}$$

Linsenmachergl.

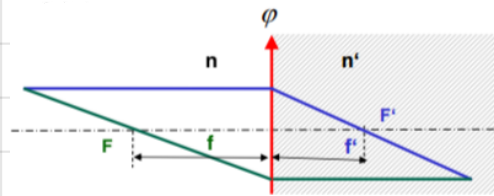
- Brennweite $\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \Phi$ einfallender Strahl parallel

allg. Abb.gl.: $\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \Phi$

$$\frac{f'}{f} = -\frac{n'}{n}$$

Achse: $s \rightarrow \infty \sim s' = \frac{n'}{\Phi} = f'$ bildseitiger Brennpunkt F'

Abh.gl. allg.: $\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \frac{n'}{f'} = -\frac{n}{f}$ Luft $\frac{1}{s'} - \frac{1}{s} = \frac{1}{f}$ $f = -f'$



objektseitiger Brennweite f / -punkt F

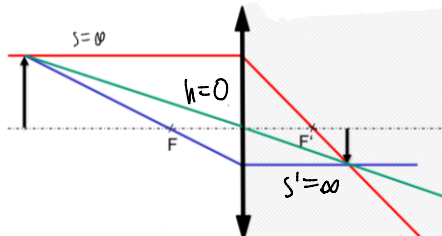
- Bild-Konstruktion

Lichtkonstruktion: Parallelstrahl aus $s=\infty$ wird durch bildseitigen Brennpunkt F' gebrochen

Parallelstrahl aus $s'=\infty$ wird durch objektseitigen BP F gebrochen

Mittelpunktstrahl an Luft: gerade durch $\leftrightarrow$ anderes Medium: Brechungsgesetz

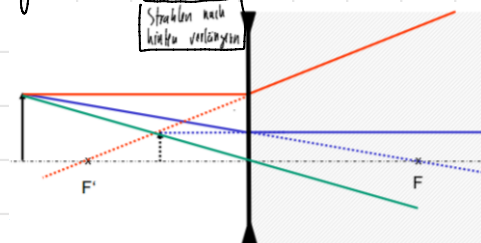
positive Brechkraft



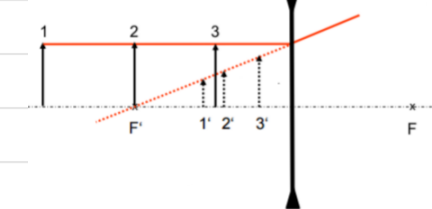
$$\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \frac{n'}{f'} = -\frac{n}{f} \quad \begin{matrix} s \rightarrow \infty & s' = f' \\ s' \rightarrow \infty & s = f \end{matrix}$$

$$n' \cdot u' = n \cdot u + h \cdot \Phi \quad \begin{matrix} n=0 & n' u' = n u \end{matrix}$$

negative Brechkraft

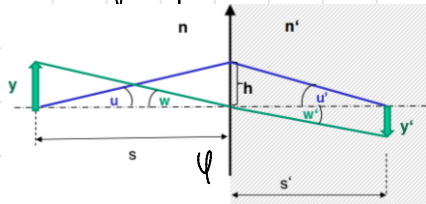


Virtuelles Bild: nicht auf Schirm auffangbar, kann aber durch Optik in reelles Bild abgebildet werden



$\sim$ nur virtuelle Bilder vor der Linse (und kleiner)

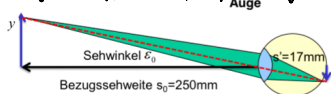
- Abbildungsmaßstab (bei paraxialer Abb. einer Linse)



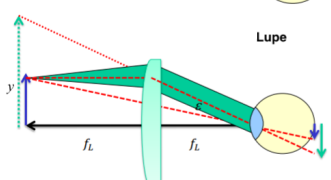
Maßstab $\beta = \frac{y'}{y} = \frac{n \cdot s'}{n' \cdot s} = \frac{n \cdot u}{n' \cdot u'}$

Maßstab: Größenverh. Obj. zu Bild
Vergrößerung: Vergrößerung Sehwinkel

- Auge (Lupe/Vergrößerung (= Winkelvergrößerung bei opt. Systemen (Instrumenten & afokalen Systemen))



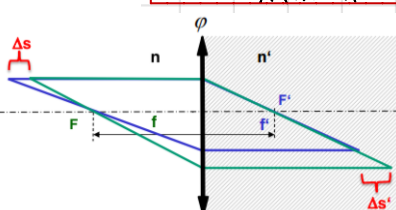
$\epsilon_0 = \frac{y}{250\text{mm}}$ mit Lupe: $\epsilon = \frac{y}{f_L}$; relative Vergrößerung $\Gamma = \frac{\epsilon}{\epsilon_0} = \frac{250\text{mm}}{f_L}$



Schinkel in deutlicher Schweite von 250mm

$$\Gamma = \frac{\text{Schinkel mit Instrument}}{\text{Schinkel ohne Instrument}} = \frac{\epsilon}{\epsilon_0}$$

- Tiefenmaßstab



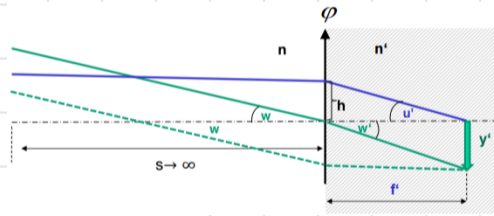
Differenzierung Abb.gl. & Multipl. mit h^2 :

$$\alpha = \frac{\partial s'}{\partial s} = \frac{n u^2}{n' u'^2} = \frac{n'}{n} \beta^2 \quad \text{Luft} \quad \alpha = \beta^2$$

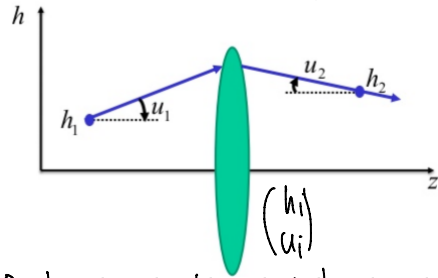
- Obj. im Unendlichen (z.B. Kamera: Foto von Obj.)

$$y' = f \cdot w \quad y' = f \cdot \tan w$$

alle Parallel-Strahlen auf Obj.-seite kreuzen sich in der hinteren Brennebene



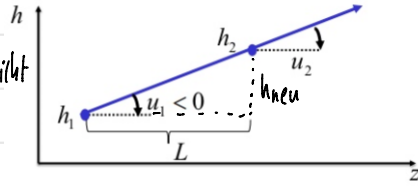
- Matrix-Formalismus: Angabe Strahl durch Abstand von opt. Achse (hier h) und Winkel



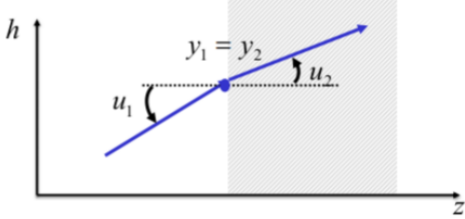
parax. O. linear $\sim$ Strahlpkt. über lin. Gl.en
in andern Str.pkt. umrechenbar

Freiraumpropagation: hom. Medium $\sim u$ ändert sich nicht

$$\begin{cases} h_2 = h_1 - L \cdot u_1 \\ u_2 = u_1 \end{cases} \Rightarrow \begin{pmatrix} h_2 \\ u_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -L \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} h_1 \\ u_1 \end{pmatrix}$$



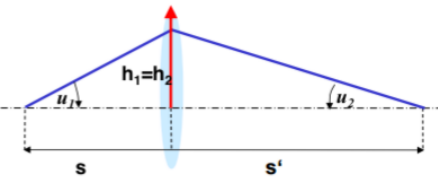
- Brechung an ebener Fläche



$$\begin{cases} h_2 = h_1 \\ u_2 = \frac{n_1}{n_2} \cdot u_1 \end{cases} \Rightarrow \begin{pmatrix} h_2 \\ u_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_1}{n_2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} h_1 \\ u_1 \end{pmatrix}$$

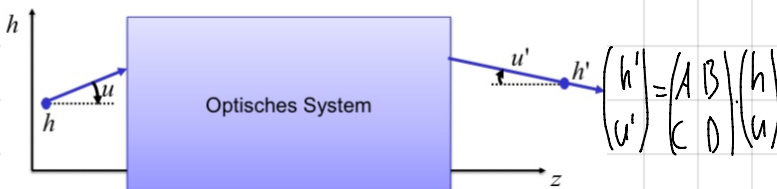
parax. Brechungsges.

- Brechung an dünner Linse

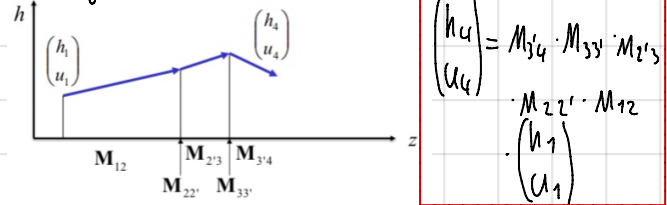


$$\begin{cases} h_2 = h_1 \\ \frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \varphi \sim u_2 - \frac{h_1}{s} = \varphi \sim u_2 = h_1 \varphi + u_1 \end{cases} \Rightarrow \begin{pmatrix} h_2 \\ u_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ \varphi & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} h_1 \\ u_1 \end{pmatrix}$$

- Matrixoptik - mehrere Komponenten



Achtung: nicht kommutativ!

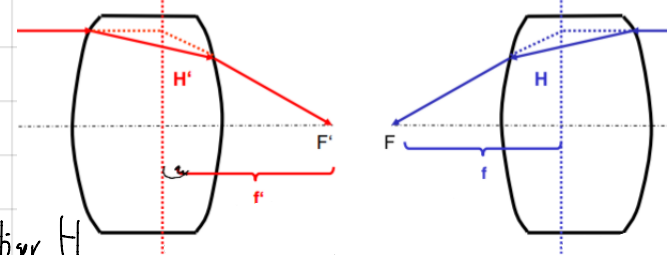


$$\begin{pmatrix} h_4 \\ u_4 \end{pmatrix} = M_{3'4} \cdot M_{33'} \cdot M_{2'3} \cdot M_{22'} \cdot M_{12} \begin{pmatrix} h_1 \\ u_1 \end{pmatrix}$$

- zusammengesetzte Systeme: mehrere Einzelbrechkräfte hi
dicke Linse: Brechung **parallel einfallender Strahl** an Einzel-
flächen $\hat{=}$ Brechung an bildseitiger Hauptebene H'
(Str. werden in bildseitigem BP F' fokussiert)

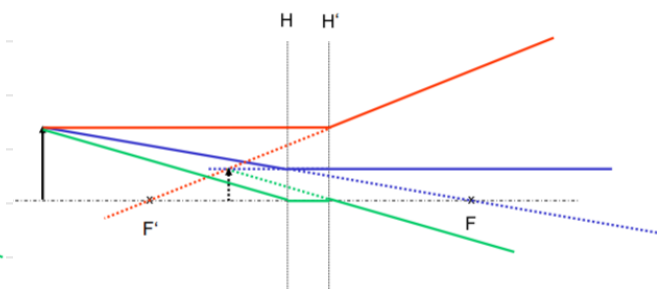
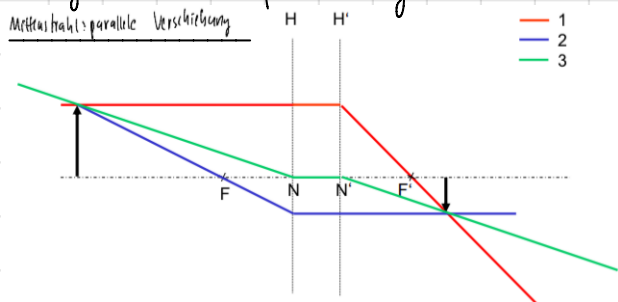
parallel ausfallender Strahl: Brechung an objektseitiger H

$\sim$ ersetzen Brechung an Einzelflächen durch Hauptebenen



Parallelstrahl $\sim$ BP-Str., Brechung an H' } dünne Linse:
BP-Str. $\sim$ Parallelstrahl, Brechung an H } $f = H'$

- Listing-Routh. mit positiver/negativer BK



N: Knotenpunkt, in Luft identisch Hauptebenen

- Brechkraft (Brennweite mehrteiliger Systeme aus Höhe achsparallel einfallender Strahl und Austrittswinkel: Brennweite berechenbar

$$\phi'_{\text{Gesamt}} = \frac{h_1}{u'_n} = \frac{1}{\phi'_{\text{Gesamt}}}$$

- BL zweiteiliger Systeme

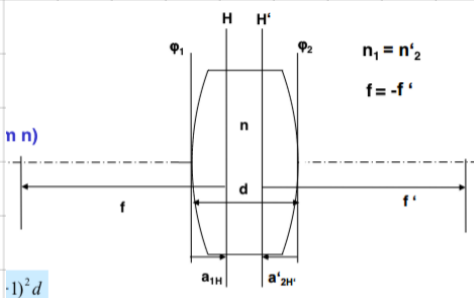
(aus $u'_i \cdot n_i = h_i \phi_i + h_{i-1} \phi_{i-1}$)

$$\phi = \frac{u'_i}{h_1}$$

$$\phi = \phi_1 + \frac{h_2}{h_1} \phi_2$$

$$\phi = \phi_1 + \phi_2 - \frac{d}{n} \cdot \phi_1 \cdot \phi_2$$

Gl. 2: Gesamtbrechkraft zweier Brechkraft mit Abstand d (Brechungsindex n) dicke Linse



Gesamt BL Medium n

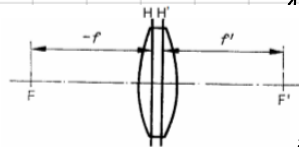
$$\phi = \frac{1}{f'} = (n-1) \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) + \frac{(n-1)^2 d}{n r_1 r_2}$$

Hauptebenen:

$$a_{1H} = f' \phi_2 \frac{d}{n}$$

$$a'_{2H'} = -f' \phi_1 \frac{d}{n}$$

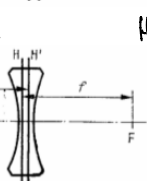
- Varianten & Bezeichnungen dicker Linsen: Konvex, plan, Konkav; sammelnd: Mittendicke > Randedicke: -konvex



immer sammelnd

H, H' innerhalb Linse

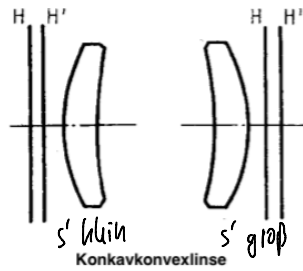
immer zerstreuend
H, H' innerhalb



immer sammelnd
H tangiert gekrümmte Fläche

immer zerstreuend
H tangiert gekrümmte Fläche

→ Dicke auf Höhe d. opt. Achse
zerstreuend: Mittendicke < Randedicke: -konvex
~ Durchbiegung: Form Linse bei gleicher BL
→ Änderung Einfallswinkel, Verschiebung H, H'
→ wichtig zur Bildfehlerkorrektur

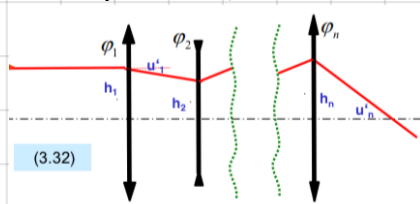


- Kombination zwei Linsen in Luft

$$BL: \phi = \frac{1}{f'} = \phi_1 + \phi_2 - d \phi_1 \phi_2 = \phi_1 + \frac{(1 - d \phi_1) \phi_2}{\omega_2}$$

$$H, H': a_{1H} = f' \phi_2 \cdot d \quad a'_{2H'} = -f' \phi_1 \cdot d$$

- mehr als zwei Linsen



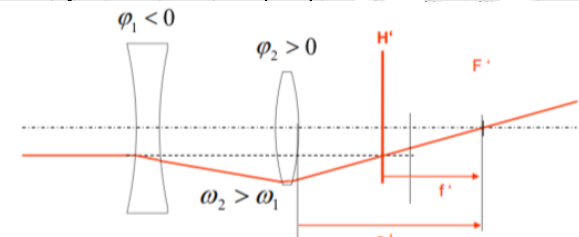
$$\phi = \frac{u'_n}{h_1} = \sum_{k=1}^n \frac{h_k}{h_1} \phi_k = \sum_{k=1}^n \omega_k \phi_k$$

$$\omega_k = \frac{h_k}{h_1} \text{ paraxialer Gewichtungsfaktor}$$

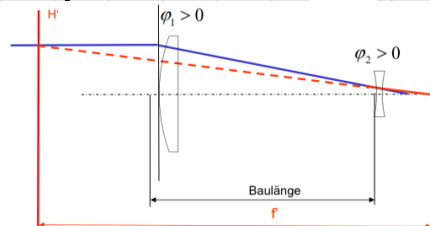
→ Gesamtbl System ist gewichtete Summe der Einzel BL

Strahlhöhen (paralleler Eingangsstrahl): Aussage über gewichtete Brechkraftverteilung

- Hauptebenen Retrofokus (Werkwinkel)



Hauptebenen Telesystem (Teleobjektiv)

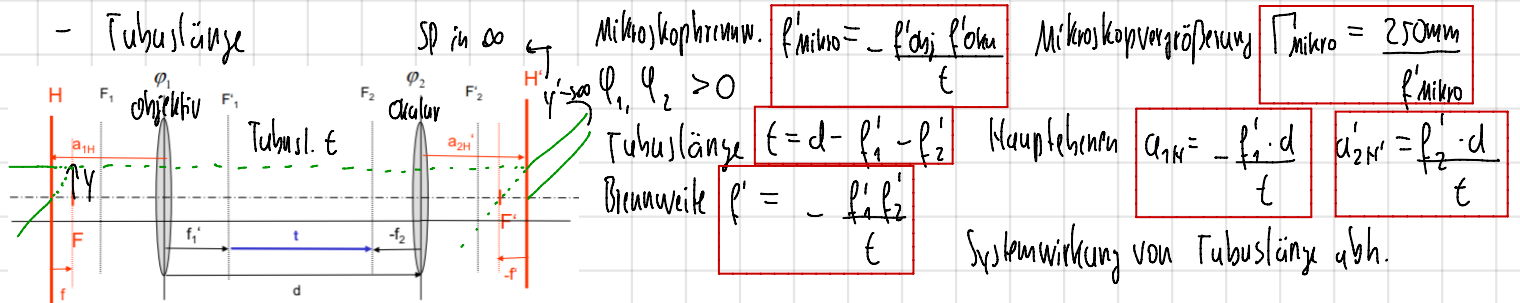


$$GS \quad f' > 0 \text{ (sammelnd)} \\ a'_{2H'} = -f' \phi_1 d > 0 \\ f' > TL$$

Gesamtsys. $f' > 0$ (sammelnd), $\phi_1 < 0$: $a'_{2H'} = -f' \phi_1 d > 0$
wg. Frontlinse, pos. Linse ~ H' hinter System, $f' < s'$

positive Frontlinse + neg. Linse ~ H' vor System
Brennweite länger als Baulänge
große Brennweite, kleiner Linsenabstand

- Tubuslänge



für $t > 0$ wird $f' < 0 \rightarrow$ negativ

$\hookrightarrow$ zwei Linsen: H', H außerhalb Linsen system:

normale Negativlinse: F nicht zugänglich, H, H' im System

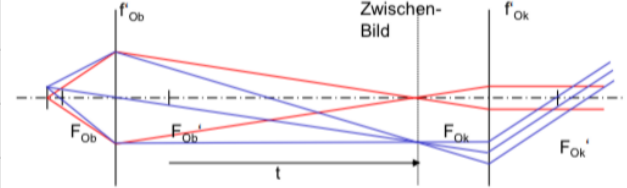
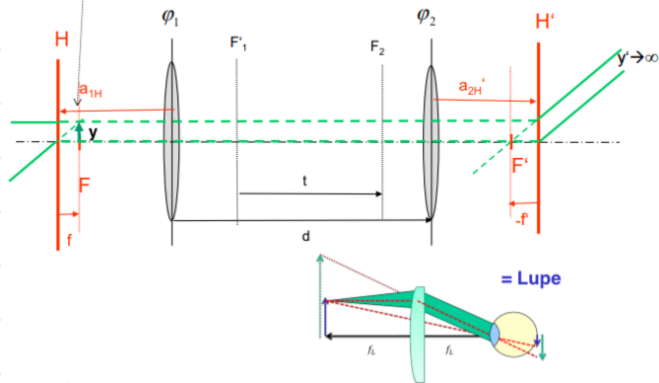
$$a_{1H} = -\frac{f'_1 \cdot d}{t} < 0$$

$$a'_{2H} = \frac{f'_2 \cdot d}{t} > 0$$

ergibt „Neg.linie“ mit zugänglichem BP F (vor System)

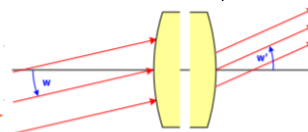
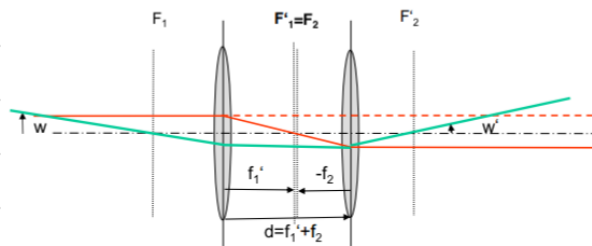
Obj. im Fokus F : Bild im ∞

Mikroskop: Betrachtung Zwischenbild mit Okular



Zweistufige Abb. hohe Vergrößerung $f' = -\frac{f'_{\text{obj}} f'_{\text{okul}}}{t}$

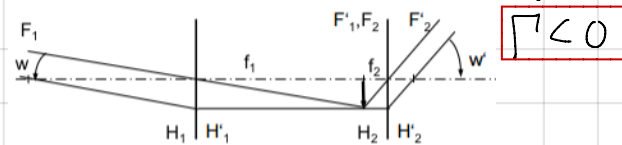
- afokale Systeme: Tubuslänge $t=0$, Brennweite nicht definiert ($f' = -\infty$)



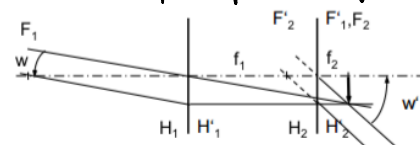
Winkelvergrößerung

$$\Gamma = \frac{w'}{w}$$

Kepler Teleskop: Objektiv + Okular: Bild umgedreht



Galilei Teleskop: Objektiv + Neg. linse: Bild aufrecht



Kolländisches Teleskop

Öpernglas

- Varioskop: variabler Linsenabstand, Änderung Linsenabstand ändert Gesamtvergrößerung

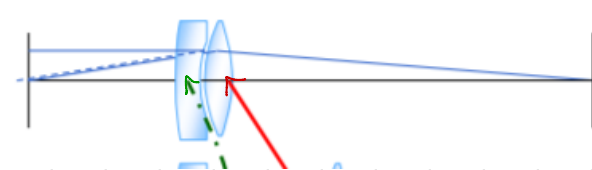
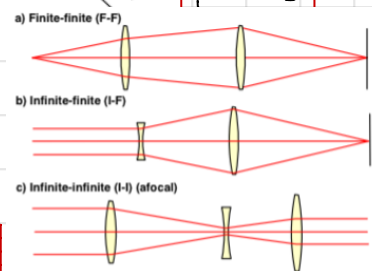
$\hookrightarrow$ Zoomsystem mit beweglichen Linsen

Zoomobjektiv: Def.: optisches System mit variabler Brennweite f (Vergrößerung β)

& konstanter Bildlage Vario-, Dehnungsfaktor

Anwendung: Foto-, Filmobjektive, Projektion (Maschinenoptik, Messtechnik)

$$V = \frac{f'_{\text{max}}}{f'_{\text{min}}} = \frac{\beta_{\text{max}}}{\beta_{\text{min}}} = \frac{\Gamma_{\text{max}}}{\Gamma_{\text{min}}}$$



Bewegung **Variationslinse** (Variator): Änderung Brennweite aber Defokus

Bew. **Kompensationslinse** (Kompensator): Bew. ursprünglich fester Linse: kompensiert Bildlage

afokaler Zoomansatz aus dünnen Linsen: 2 Sammellinsen, fester Abstand d , dazu. Zerstreuungslinse mit $\varphi_2 < -2\varphi_1$

$\hookrightarrow$ passender Abstand: Galilei-Teleskop mit Vergrößerung

Vergrößerungswechsel Operationsmikroskop: 5-stufige Vergrößerungsänderung über nur zwei Teleskope

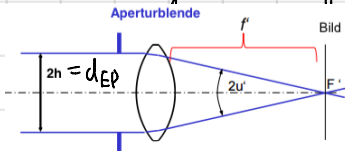
4. Funktion von Blenden

Aperturblende

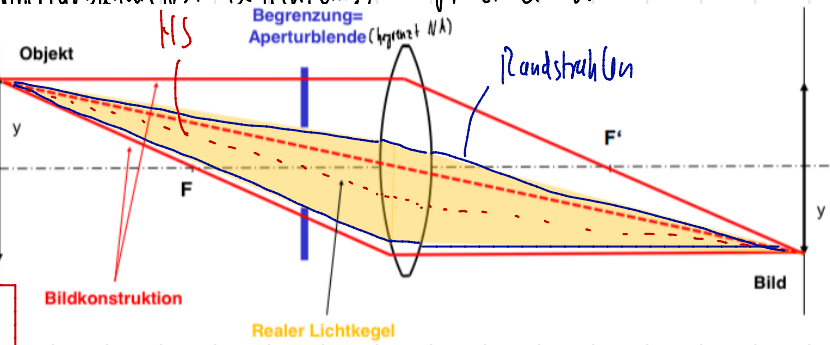
- Konstruktion: ohne Begrenzung, realer Lichtweg: Ankerblende (NA-Begrenzung) $\sim$ begrenzt Lichtstrom
(Hauptstrahl: Strahl von Feldpht. durch Mitte Aperturblende; $\neq$ Mittenstrahl)

Randstrahl: Strahl Feldpunkt - Rand Aperturblende

- Beispiel: Lochkamera $\sim$ Abb. nach Strahlensatz eher Bild gedreht & wenig Licht (unscharf)



Blendenzahl (f-number) $k = \frac{f'}{2h} = \frac{f'}{d_{EP}}$ auch Öffnungszahl



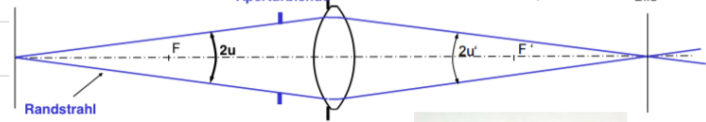
- Blendenzahlreihe: Bestrahlungsstärke $\propto$ Lichtmenge $\propto$ Fläche d. Öffnung $\propto d_{EP}^2 \propto \frac{1}{k^2}$

$\hookrightarrow$ Belichtungszeit proportional k^2 ; Blende 1,4 auf 2: doppelte Belichtungszeit; je größer Öffnung, desto kürzere Belichtungszeit nötig
Angabe Aperturgröße (Öffnung) bei endlichem Objekt-Bildabstand

numerische Apertur

$$NA = n \cdot \sin u$$

großer Objektabstand (z.B. Fotobjektiv): $s \approx f'$, $h = f' \sin u$; $k = \frac{f'}{2h} = \frac{1}{2 \sin u} = \frac{1}{2 \cdot NA}$



- Aperturbl. NA beeinflusst Auflösungsvermögen (Abbe): $\Delta x = \frac{0,61 \lambda}{NA}$

& Schärfentiefe: defokussierter Bildpht. (Zerstreuungskreis) wird innerhalb eines Bereichs (Pixelgröße, Beugungsgrenze) scharf wahrgenommen $\leftarrow$ Schärfentiefe
größeres k (kleineres d_{EP}) $\sim$ größere ST

geomtr. ST durch Auflösungsgrenze S_g (z.B. Korn-, Pixelgröße) bestimmt

$$D_f = k \cdot S_g = \frac{S_g}{2NA}$$

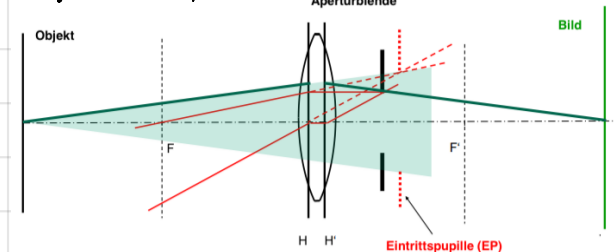
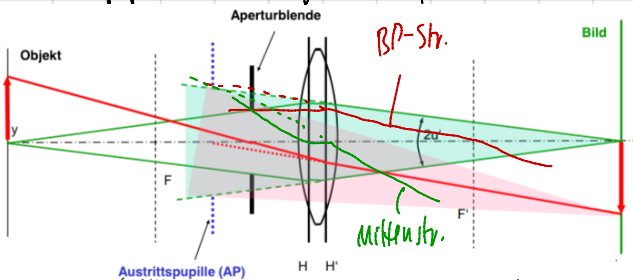
$$D_f \propto \frac{1}{NA^2} \propto k^2$$

Größe beugungsbegrenztes Airy-Scheibchen bei Defokussierung (beugungsbegrenzte ST):

- Austrittspupille = bildseitiges Bild Aperturblende

- Eintrittspupille: objektseitiges Bild Aperturblende

wenn keine Optik zw. Obj. & Aperturblende $\sim$ Aperturblende allgemein: Größe EP begrenzt einbreitenden Lichtstr. $\leftarrow$ EP

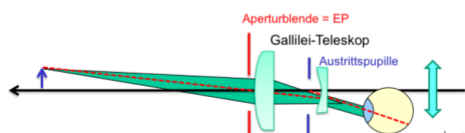
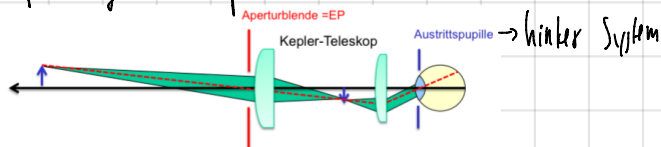


Größe Austrittspupille begrenzt austretenden Lichtstrom
bildseitiger Hauptstrahl schneidet Achse in AP

Konstruktion (Rechnung: Abb. Aperturbl. in Richtung Bild)

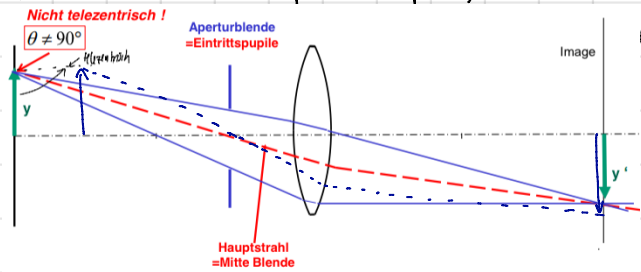
Hauptstrahl schneidet opt. Achse in EP & AP

- Pupillenanlage Teleskope

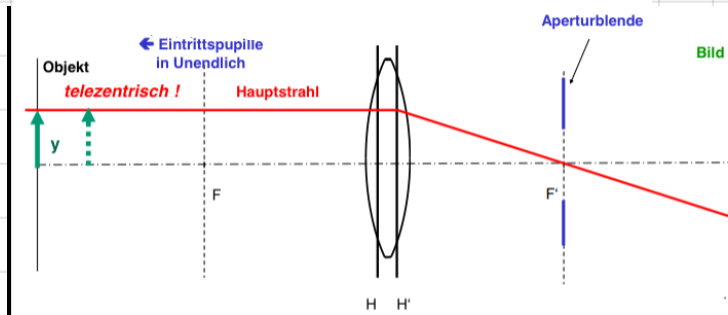


$\rightarrow$ AP im Teleskop
 $\hookrightarrow$ Schlüsselloch-Blick

- Telezentrie: Winkel Hauptstrahl- opt. - Achse



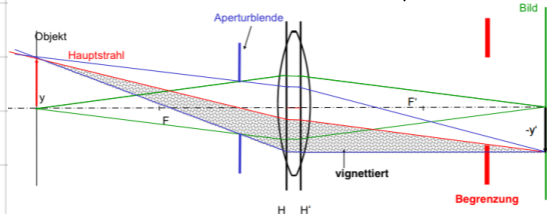
$\theta \neq 90^\circ$: nicht telezent. $\rightarrow$ Hauptstrahl nicht parallel opt. Achse
 telezent.: HS parallel opt. Achse (senk. zu Bildebene)
 nicht fz: Vergrößerung v. Obj.abstand abh. $\beta = \frac{y'}{y} = f_{ct}(s)$



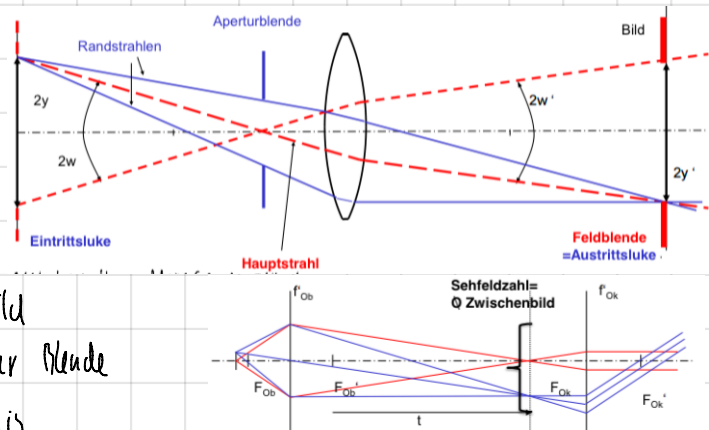
HS = Parallelstrahl $\rightarrow$ EP in ∞ , da Aperturblende in hinterer Blende in f' Fokalebene $\rightarrow$ Bild immer gleich groß
 objektseitige Telezentrie, wenn HS objektseitig parallel opt. Achse
 $\beta \neq f(s)$ wichtig für Mess- & Projektionssysteme

Feldblende

- FB begrenzt den HS, begrenzt das sichtbare Feld
- Bilder der FB: Eintritts- & Austrittsluke
- Angabe Feldgröße: Feldwinkel: $2w, 2w'$; Feldgröße: $2y, 2y'$
- Größe der Feldblende: Sehfeldzahl bei Okularen $\sim \varnothing$ Zwischenbild
- Vignettierung: Begrenzung der Strahlbüschel an anderer Stelle als der Blende (z.B. Linsenrand) $\rightarrow$ Bild wird dunkler, feldabhängig

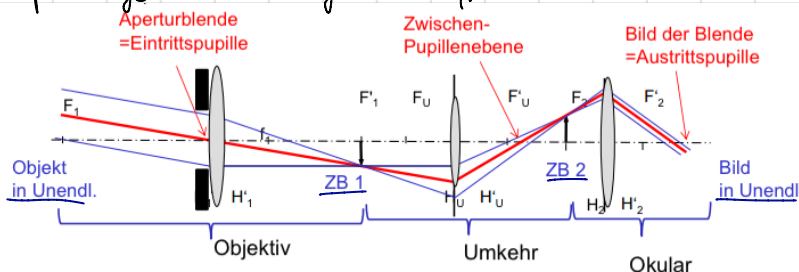


$\rightarrow$ Intensität wird am Feldrand reduziert $\rightarrow$ Reduktion von Bildfehlern mögl.
 $\rightarrow$ z.B. an Gehäusewand, etc.



Feldlinsen/verflochtener Strahlengang

- Strahlkonstr. nach Listing: Lage & Größe Bilder aber reale Strahlen kreuzen nicht ab $\rightarrow$ Berücksichtigung von Begrenzungen (Blenden) wichtig: z.B. Feldbegrenzung, wenn Austrittslinse zu klein
- Pupillenlage in zusammengesetzten Systemen

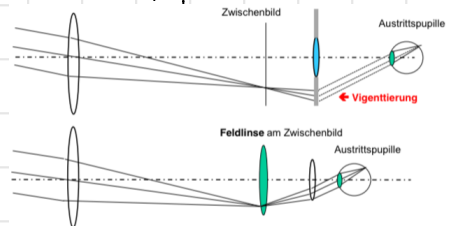


Pupillen: Bilder Aperturblende

HS schneidet opt. Achse

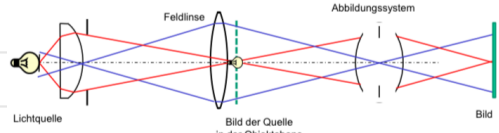
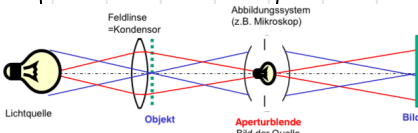
Feld-Ebenen: Bilder des Objekts, konjugierte Ebenen
 Feld- & Pupillen-Ebenen folgen immer abwechselnd aufeinander

- Steuerung Pupillenlage durch Feldlinse nahe Bild/Zwischenbild $\rightarrow$ Vermeidung Vignett.
 $\hookrightarrow$ Anpassung an Folgesysteme (z.B. Objektiv-Okular)
- Feld- & Pupillen abh. untrennbar verbunden (IMMER abwechselnd), man spricht von verflochtenen Strahlengängen



- Köhlersche Beleuchtung: Abbildung Lichtquelle in Eintrittspupille (Aperturblende) $\rightarrow$ Lichtquelle (Wendell) nicht scharf im Bild

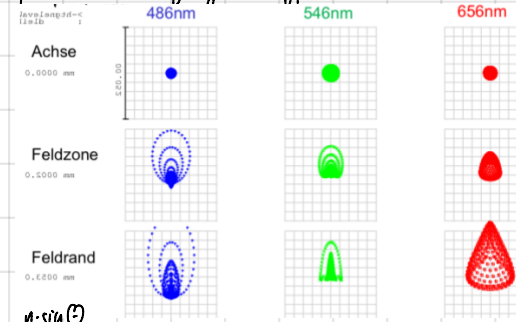
- Kritische Beleuchtung: Abb. Lichtquelle in Bildebene $\rightarrow$ Nachteil aber z.B. bei Flächenstrahlern LED vorteilhaft



5. Geometrische Optik / Bildfehler

Darstellung von Bildfehlern / Klassifikation

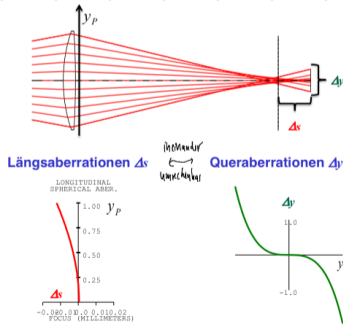
- geometrische Aberrationen: paraxial: linearisiertes Br.gesetz geometr.: Snellius BG (nichtlinear)
 $\hookrightarrow$ ist abgebildeter Punkt deutlich größer als da_{irr} $\hookrightarrow$ ideale Abb.: alle Strahlen schneiden sich in einem Pkt. $\hookrightarrow$ Strahlen schneiden sich nicht in einem Bp
 $\hookrightarrow$ dominieren Aberrationen $\hookrightarrow$ Abweichung v. ideal = Abbildungsfehler / Aberrationen
- physikalische Optik: Lichtwellen $\sim$ Beugung: Punkt wird in Scheibchen (Airy-Disk) abgebildet
 $\hookrightarrow$ Beugungsgrenzt $\rightarrow$ geometr. Aberrationen $<$ da_{irr} $\rightarrow$ nur Beugung wichtig, nicht Aberrationen
- ideales (paraxiales) System: alle Strahlen eines Objektpunktes $\rightarrow$ 1 Bildpunkt
- reals Sys.: Strahlen nicht in einem Punkt $\rightarrow$ Punktverwackung = "Spot"
- Spotdiagramm: 1 Objektpunkt, alle Schnittpunkte der von Pkt. ausgehenden Strahlen mit Bildebene; Beurteilung nach Durchmesser & RMS-Wert
- geometr. Aberration
 - beugungsbegrenztes Punkthild
 - $\hookrightarrow$ Spotdiagramm, geometr. Pkt.bild
 - ideal: $d=0$, real: $d>0$
 - ohne Bildfehler: Beugungslimit $d \geq 1,22 \cdot \lambda / NA$, Beugungsbegrenzte Abb.: geometr. Spot
- PSF: Point-Spread-Function: Bild Punktquelle inkl. Aberrationen & Beugung (ohne Aberrationen = Airy-Scheibchen) $\sim$ Mithlung: $\leq$ Beugungslimit
- MTF: Modulation-Transfer-Function: (Intensitätskontrast) inkl. Beugungseffekten & Aberrationen Ortsfrequenz $\nu = \frac{1}{\text{Periode}}$



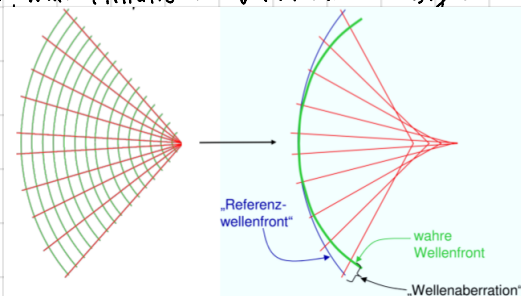
$\hookrightarrow$ max. Grenzfrequenz (ohne Bildfehler) spatial frequency [cycles/mm]: $\nu_{\max} = \frac{2 NA}{\lambda} = \frac{1}{\lambda h}$

Darstellung geometr. Bildfehler

$\sim$ über Strahlen

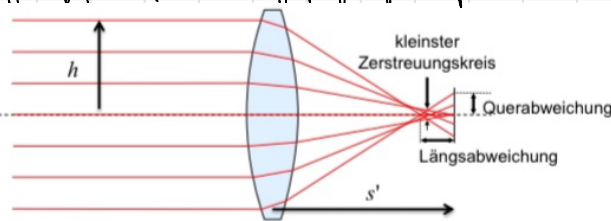


$\sim$ über Wellenfront (äquivalent zu Strahlen, die immer senkr. auf WF stehen)
 ideal: sphärische WF (Kuglwelle): Wellenaberrationen $\sim$ WFen keine Kreissegmente



Bildschärfefehler

$\sim$ Öffnungsfehler (wenn EP groß genug) = sphärische Aberration



Korrektur: Öffnungsfehler abh. von Einfallswinkel

$\sim$ Linsen form optimieren

$\sim$ Kompensation (pos. & neg. Cirk mit Fehlern, die sich aufheben)

$\sim$ Verteilung der i-Winkel auf mehrere Flächen

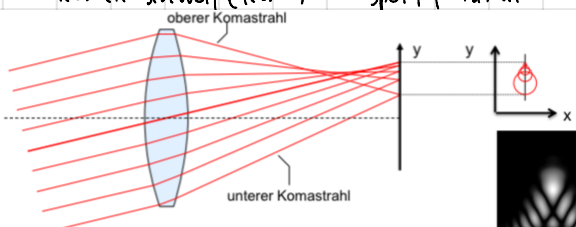
Schnittpkt. v. achsfernen parallelen Strahlen verschoben $\sim$ Defokussierung

Längsabweichung: $\Delta s' = s'(h) - s'(0) \propto h^2$ Öffnung

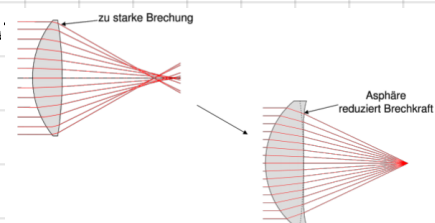
$\sim$ Koma: asymmetrischer Effekt & Winkelabhängigkeit der Brechung

$\hookrightarrow$ schräges Auftreffen paralleler Strahlen $\rightarrow$ unterschiedliche Brechung

$\hookrightarrow$ Kometenschweif (Koma) $\sim$ Spot / Punkthild

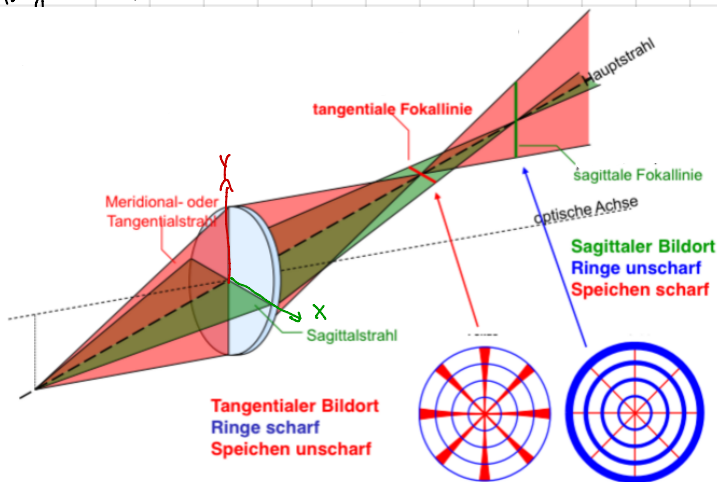


$\sim$ Asphären



Korrektur: verschwindet bei symmetr. Systemen $\rightarrow$ Symmetrisierung
 pos. Koma & neg. Koma heben sich auf

~ Astigmatismus



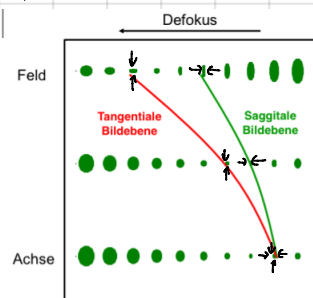
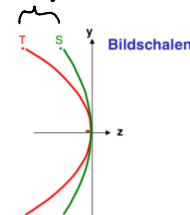
Astigmatismus: tangentielle & Sagittale Bildebenen unterschiedlich gekrümmt ~ Tangentialschale liegt vor Sagittalschale
 ↳ Differenz = Astigmatismus

tangentielle & sagittale Strahlen

↳ Feldrichtung y ↳ quer zur Feldrichtung x
 Linse geneigt oder Strahlen fallen schräg ein ~ t oder s Strahlen sehen unterschiedl. Krümmung & der Fok., fällt nicht zusammen

→ Spot (ausgezogen: sagittaler Fokuspt., gute Auflösung in der Breite

Astigmatismus



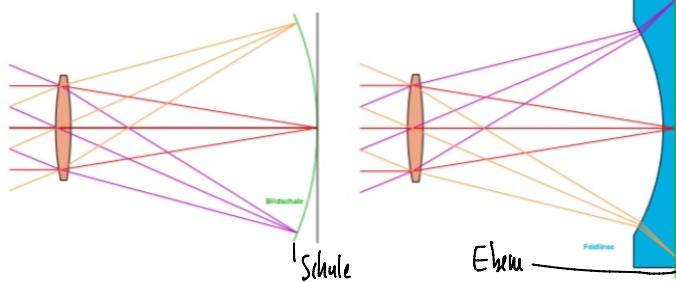
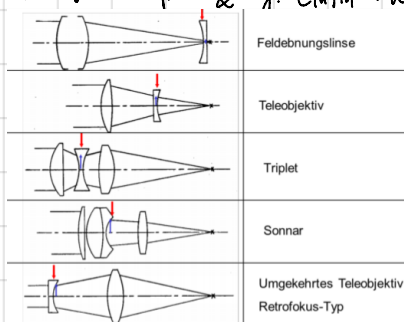
- Bildformfehler

~ Bildfeldwölbung: Korrekter Astigmatismus (Durchbiegung) → Tangential- & Sagittalschale fallen zusammen, aber resultierende Petzval-schale noch immer gekrümmt ~ scharfes Bild aber falsche Stelle

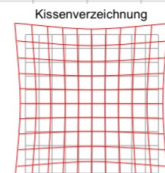
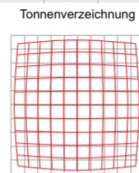
↳ Bildfeldkrümmung mit Petzval-Radius R_p ~ mit ebenem Sensor kann kein scharfes Bild aufgefangen werden

Satz v. Petzval: für astigmatismusfreies System aus mehreren Linsen an Luft, hat die Bildebene eines ebenen Objekt-feldes die Bildfeldkrümmung $\frac{1}{R_p} = - \sum_k \frac{\Phi_k}{n_k} \stackrel{!}{=} 0$ GesamtBK: gewichtete Summe: $\Phi = \sum_k \Phi_k$ wenn
 ↳ ebenes Bildfeld

Korrektur: Kombination pos. & neg. Curven: negative Brechkraft bei kleiner Randstrahlhöhe ~ Gewichtungsfaktor W_k klein
 Bildfeldwölbung mit Feldlinse



~ Verzeichnung: Bild auf Ebene scharf aber verzerrt



$$V = \frac{y'_{\text{real}} - y'_{\text{ideal}}}{y'_{\text{ideal}}}$$

- Farbfehler (chromatische Aberration)

Dispersion: Brechungsindex von λ abh., größere Brechung bei kleinerer λ ~ blau wird stärker gebrochen als rot
 (sichtbares Licht: 380 - 740 nm Materialeigensch. Glas (bzw. opt. Material) F.F.: Blau; e: Grün; C.C.: Rot; D: Gelb Spektrallinien

↳ Maßzahl Disp.: Abbezahl V , Bewertung für Hauptfarbe & 2 Nebenfarben

$$V_d = \frac{n_d - 1}{n_F - n_C} \quad \text{bzw.} \quad V_e = \frac{n_e - 1}{n_F' - n_C'}$$

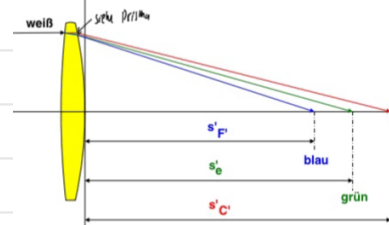
Krongläser: Disp. gering, n klein ↔ Flintgläser: Disp. groß, n groß

~ chromatische Längs aberration = Variation paraxialer Schnittweite mit der Wellenlänge

Entstehung durch Disp.: $\lambda \uparrow \sim n \downarrow \sim s' \uparrow$ $\Delta s'_{\text{chc}} = s'_{\text{blau}} - s'_{\text{rot}}$

Farbfehler = chromatische Variation der Brechkraft

$$\Delta \varphi = \frac{\varphi}{V}$$



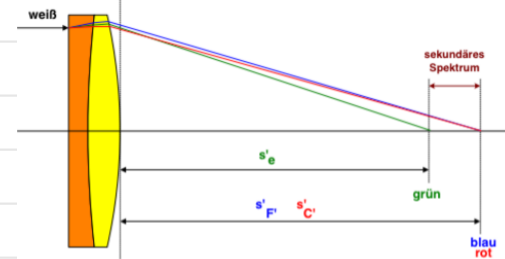
positivlinse: Unterkorrektur $\Delta s'_{\text{eff}} = s'_{\text{blau}} - s'_{\text{rot}} < 0$ Negativlinse: Überkorrektur $\Delta s'_{\text{eff}} > 0$

Korrektur: Achromatisierung $\sim$ pos. & neg. Linse unterschiedl. Dispersion

$\hookrightarrow$ für 2 Wellenlängen können Schnittweiten in Einklang gebracht werden
Abweichung Schnittweite für zentrale Farbe bleibt bestehen

$\hookrightarrow$ bedeutet: Summe der chromatischen Variationen der Brechkraft verschwindet

$\hookrightarrow$ Achromatiebedingung: $0 \stackrel{!}{=} \Delta\varphi_1 + \Delta\varphi_2 = \frac{\varphi_1}{\nu_1} + \frac{\varphi_2}{\nu_2}$
Achromat



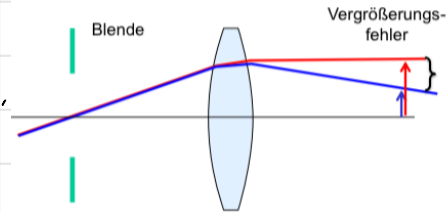
$\leadsto$ chrom. Quersaberration (Farbquerfehler)

Entstehung: chrom. Variation Hauptstrahlverlauf & damit Bildhöhe $\sim$ chrom. Vergrößerungsdiff.

$\Delta y'_{\text{CKV}} = y'_{\text{blau}} - y'_{\text{rot}}$ Licht wird an Rand in Spektralfarben zerlegt

Von Blendenlage abhängig: Vorderblende: CKV-Unterkorrektur: vergrößerte Bildhöhe f. rot

Hinterblende: CKV-Überkorrektur: vergr. Btl f. blau Blende auf Linse: kein Beitrag bei dünnen Linse



6. Das Auge

Visuelle Wahrnehmung und Sensoren

- Ophthalmologie = Augenerkrankungen, ophthalmologische Geräte: Prüfung Sehvermögen, Vermessung Auge, Untersuchung, Diagnose & Therapie v. Erkrankungen d. vorderen & hinteren Augenabschnitts

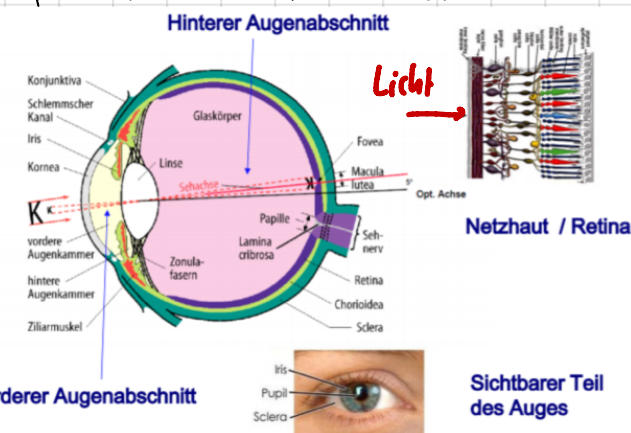
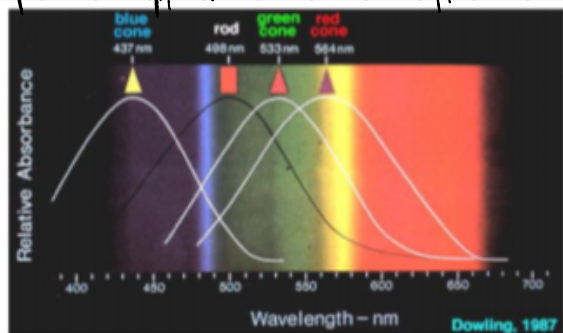
- Wahrnehmung: Auge = einfache Kamera + leistungsfähige Bildverarbeitungssoftware: Bildaufnahme & -verarbeitung im Gehirn

→ Neuronale Sensorik Auge: Verknüpfung Sehzellen - Nerven zellen: Reduktion Informationsmenge um Faktor 1000

↳ optische Illusionen ↳ 80% Wahrnehmung über Augen

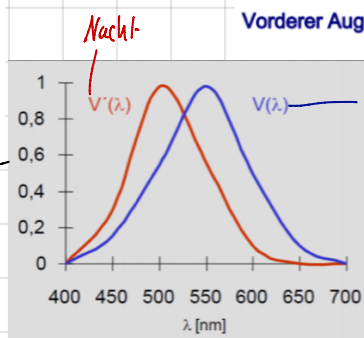
↳ Ändern vor Sinneszellen werden von Hirn auf Bild geübt

- spektrale Empfindlichkeit Stäbchen (Zapfen)



- Tagsehen (photopisch) / Nachtsehen (skotopisch)

Kellempfindlichkeit, grad



skotopisch: nur Stäbchen
mesopisch: beide
photopisch: nur Zapfen

- Netzhaut (Retina)

↳ Zapfen (farbempfindlich): kleiner, unempfindlicher, weniger

↳ Stäbchen: empfindlicher, mehr

→ Makula (gelber Fleck) mit Zentrum (Fovea): Gebiet des schärfsten Sehens; viele Stäbchen, keine Zapfen

→ blinder Fleck: Durchtritt Sehnerv, keine Sinneszellen

- Adaptation (variable Blende) = Anpassung des Auges an Helligkeit über Pupillendurchmesser (Iris)

- spektrale Transmission des Auges: Licht im sichtbaren Bereich wird am besten durchgelassen → Schutz vor schäd. (UV- & IR-) Strahlung

Optischer Aufbau des Auges

- n_Kornhaut = 1,37, vord. Augenkammer (Kammerwasser) n = 1,33, n_Linse = 1,4, n_Glaskörper = 1,33

- größter Brechzahlprung an Grenzfläche Luft-Cornea: 1 auf 1,37

↳ vereinfachtes Modell: wassergefüllte Kugel, 1 Brechkraft (Cornea)

experimentell: Gesamt BR Auge $\varphi \approx 59 \text{ dpt}$

$$\text{Einzelfläche: } \varphi = (n' - n) \cdot \frac{1}{r} = \frac{1}{3 \cdot 0,0055 \text{ m}} \approx 59 \text{ dpt}$$

$$f \neq f', \text{ da } n' \neq n: \quad f' = \frac{n'}{\varphi} \approx 22 \text{ mm} \quad f = -\frac{n}{\varphi} \approx -17 \text{ mm}$$

$$\text{BR Cornea: } D_C = 43 \text{ dpt} \quad \text{BR Linse: } D_L = 19 \text{ dpt}$$

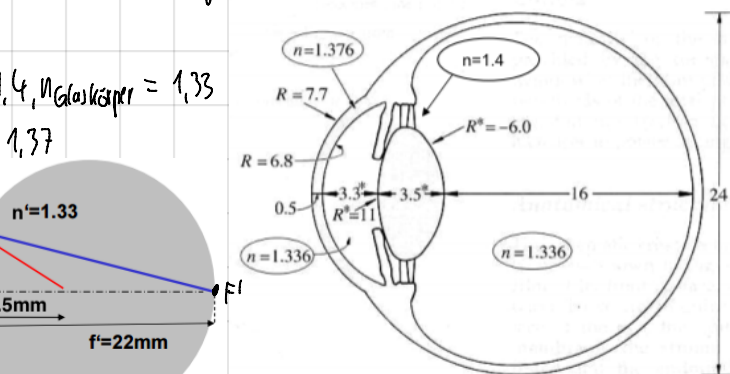
- Akkommodation: Fähigkeit d. Auges auf unterschiedl. Entfernungen zu fokussieren (Deformation Augulin)

↳ Ziliarmuskel angespannt → Zonulafasern schlaff → Linse kugelförmig → Nahsicht → akkomodiert

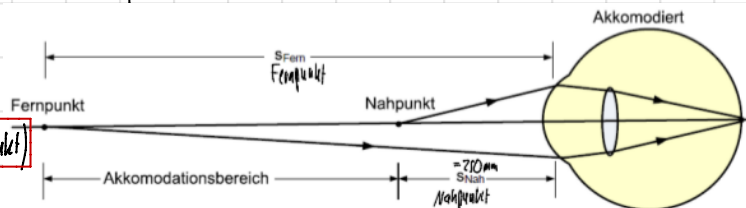
↳ " entspannt → " straff → " flach → Fernsicht → relaxiert

Akkommodationsweite = Maß für Akkomodationsvermögen

$$\Delta D_{\text{Akk}} = \frac{1}{s_{\text{fern}}} - \frac{1}{s_{\text{nah}}} \quad \text{Akkommodationsbereich: max. } 10 \text{ dpt (} \approx 70 \text{ mm Nahpunkt)}$$



komplexere Augenmodelle: mehrere Brechkraft



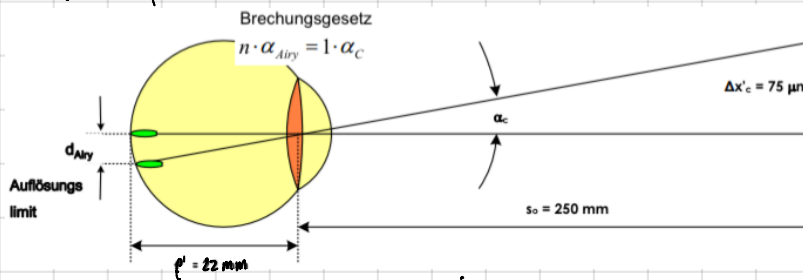
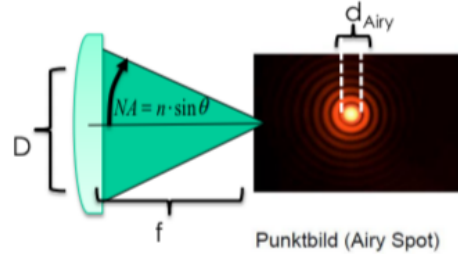
Durchmesser des Punktbildes

- Auflösungsvermögen: Beugung an kreisförm. Begrenzung (Pupille)
 Auge: $\lambda = 550 \text{ nm}$, $f' = 22 \text{ mm}$, $n = 1,3$, $D_{\text{Pupille}} = 4 \text{ mm}$
 $\hookrightarrow d_{\text{Airy}} \approx 5,7 \mu\text{m}$ Auflösungslimit des Auges
- Sehschärfe (Visus)

$$d_{\text{Airy}} = 1,22 \frac{\lambda}{n \cdot \sin \theta} \quad \text{vgl. (2.10)}$$

$$\sin \theta = \frac{D}{2f'}$$

$$d_{\text{Airy}} = 2,44 \frac{\lambda \cdot f'}{n \cdot D}$$



Winkelappl. Auge: $\alpha_c = \frac{\Delta x}{f'} = n \cdot \frac{d_{\text{Airy}}}{f'} = 2,44 \cdot \frac{\lambda}{D} \approx 0,3 \text{ mrad}$

Visus (Sehschärfe): $\text{Visus} = \frac{1}{\alpha}$

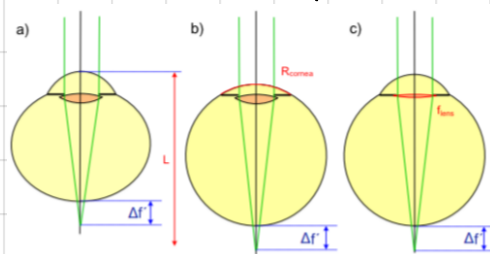
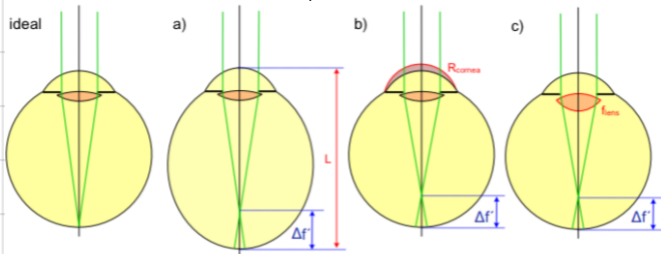
$\hookrightarrow$ entspricht Kehrwert der Winkelauflösung (in Winkelminuten ')

$\text{Visus} = 1,0$: normale Sehschärfe $\hat{=}$ Winkelappl. von 1' (Winkelmin.)

- Visus & Pupillendurchmesser: $\sim f'$ beugungshegr. Abh.: $\text{Visus} = 1/\alpha \sim D_{\text{Iris}}$ (Pupillen $\emptyset$)
 $\hookrightarrow$ aber: Bildfehler führen zu Spät-Verbreiterung (Aberrationen)
 $\hookrightarrow$ je größer D_{Iris} (Pupillend) desto kleiner d_{Airy} aber Aberrationen nehmen zu $\sim$ bei $D_{\text{Iris}} \approx 3\text{-}4 \text{ mm}$ bestes Sehvermögen
- Subjektive Refraktionsbestimmung: Bestimmung Wahrnehmung Sehen: $\text{Visus} = 1$: $b = 1,74 \text{ mm}$ bei $d = 6 \text{ cm}$
- Sehschärfe von Faktoren außer Optik abhängig: Form, Leuchtdichte & Farbe, Anatomie, Physiologie, Schorn, Psychologie: Aufmerksamkeit
- objektive Refraktionsbestimmung (optische Messgröße zur Brechkraft- (Sehschärfebestimmung): Refraktometer, Skiaskop, Aberrationsmeter
 $\hookrightarrow$ Anwendung: Kinder, Bestimmung höherer Aberrationen

Refraktionsfehler / Augenkrankheiten

- Refraktionsfehler (= Fehlsichtigkeit) $\sim$ Myopie (kurzsichtig) $\sim$ Emmetropie (normalsichtig) $\sim$ Astigmatismus (stabsichtig)
 $\sim$ Hyperopie (weitsichtig)
 $\hookrightarrow$ immer unkorrigiert, winkelabhängig
- $\sim$ Myopie (kurzsichtig): a) Auge zu lang b) Cornea zu stark gekrümmt c) Brennweite Linse zu klein
- $\sim$ Hyperopie (weitsichtig): a) Auge zu kurz b) Cornea zu schwach gekrümmt c) Brennweite Linse zu groß

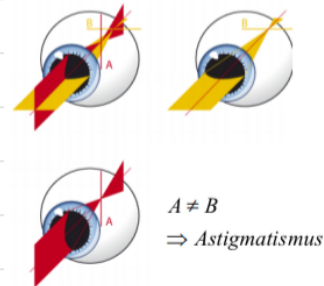


Korrektur: Negativ-Linse

Korrektur: positiv-Linse (z.T. Selbstkorrektur durch Akkommodation)

~ Astigmatismus

- opt. System: für sphärische Linien, nur am Bildrand
- im Auge: durch nicht-sphärische Form der Cornea/Linse bedingt: unterschiedl. Fokus Meridional- & Sagittalstrahlen $\sim$ auch in Bildmitte vorhanden
 $\hookrightarrow$ Korrektur: Zylinderlinse



$\sim$ Refraktionskorrektur: Kontaktlinse, Brille, refraktive Chirurgie

- Augenkrankheiten

$\sim$ Katarakt (Grauer Star): Trübung der Augenlinse, Behandlung: Linsenentfernung & -ersatz durch Intra-Okular-Linse (IOL)
 Erkrankung des vorderen Augenabschnitts

$\sim$ Diabetische Retinopathie (DR): Netzhauterkr. in Folge von Diabetes

altersbedingte Makuladegeneration (AMD): Erkrankung an Stelle d. schärfsten Sehens
 Glaukom: druck-induzierte Schädigung des Sehnervs, grüner Star

Erkrankungen des hinteren Augenabschnitts

chirurgische Refraktionskorrektur

- Methoden: $\leadsto$ (intraokulare Refraktionskorrektur):
 - Implantation zusätzl. Intraokularlinsen (phake OL in Augen-Vorkammer)
 - Austausch natürliche Augenlinse durch OL (nuclear lens extraction⁴⁾): aphakes Auge
- $\leadsto$ corneale Refraktionskorrektur:
 - radiale Keratotomie (= RK): radiale Einschnitte in Cornea: Beseitigung Myopie & Astigmatismus
 - abtragende Methoden, z.B. LASIK (Excimer Laser, Femtosekundenlaser)

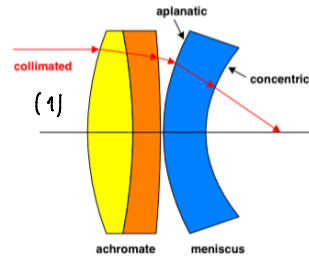
aphakes $\leftrightarrow$ phakes Auge: ohne $\leftrightarrow$ mit natürlicher Augenlinse

$\hookrightarrow$ gel OL: Akkommodation bleibt erhalten ohne Problem: Biokompatibilität

7. Grundsysteme und Mikroskope – verschiedene Typen optischer Systeme

Grundsysteme

- Teleskopobjektiv(11): korrigierende (refraktive) Hauptobjektive für Fernrohre
 - Achromat
 - höhere Öffn.: Komplanate (Achromat mit aplatischer, konzentrischem Meniskus)
- Fernsicht Fernrohr (Zielfernrohr)
 - ↳ Objektiv, Okular, Umkehrsystem; Markierung & Fadenkreuz im Zwischenbild
- Feldstecher → Bildumkehr über Prisma
- Fotoobjektive (fotografische Objektive)
 - ↳ Anforderungen:
 - Abbildung großes Bildfeld (Verzeichnung, Komma, Bildfeldwölbung, Astigmat. beachten)
 - farbtreue Bildwiedergabe (chrom. Quer- & Längsach. beachten)
 - Auflösung feiner Details - Begrenzung = Korn- oder Pixelgröße, i.A. Abb. nicht beugungsbegrenzt
 - kompakte leichte Bauform
 - Reduktion Streulicht, Reflexe, Geisterbilder



↳ 2 gekrümmte Flächen

von: parabol. Höhenverhältnis

↳ großes Sehfeld: Korrektur Bildkrümmung → Petzval: Summe $BL \stackrel{!}{=} 0$ über gewichtete Summe der BL : BL -Summe klein

↳ Triplet-Familie

Bildfelder. klein aber Gesamt- $BL > 0$

- Cooke - Triplet: alle Bildfehler korrigierbar, da durch quasi-symmetr. Aufbau symmetr. Fehler korrigierbar
→ Farbkorrektur über Glaswahl

↳ weitere Designformen Fotoobjektive: Doppel-Gauß-Obj. mit dickem Meniskus, der günstig bzgl. Bildfeldwölbung ist
quasi-sym. Aufbau & Farbkorrektur (Achromat)

- Gauß-Familie: Systeme mit dickem Meniskus

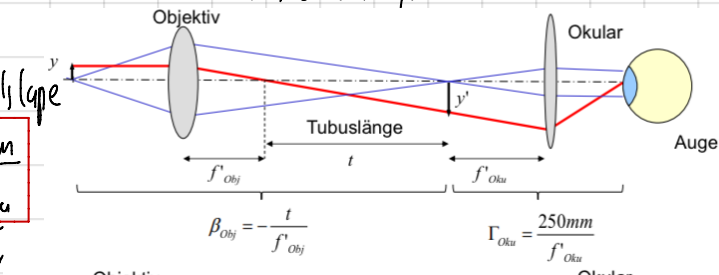
Mikroskope; Aufbau generell: Okular, Tubuslinse, Objektiv

- Cupe: für große Vergrößerungen kleine Brennweiten nötig: über sehr kleine Linse oder Mehrliniensysteme

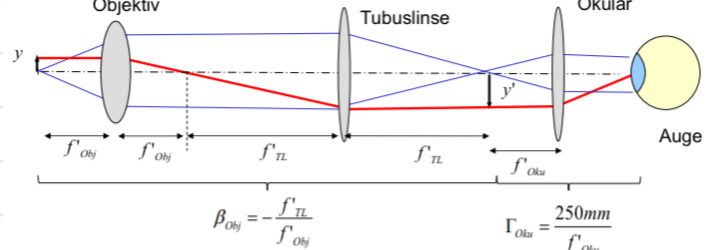
- Prinzip 2-liniges Mikroskop (Tubuslänge)

- klassischer Aufbau: reelles Zwischenbild, Beobachtung durch Okular als Lupe

Vergrößerung der 2-stufigen Abb.: $\Gamma_{\text{Mikro}} = \frac{250\text{mm}}{f'_{\text{Obj}}} \cdot \frac{250\text{mm}}{f'_{\text{Okul}}}$



- Mikroskop mit Unendlich Strahlengang (Tubuslinse)

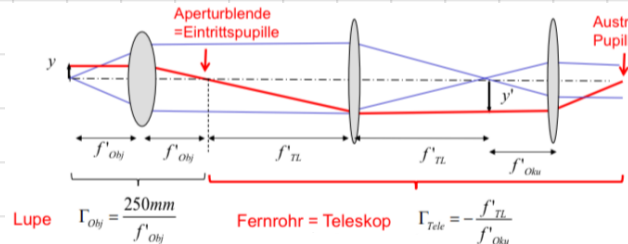


Vergr. d. Systems: $\Gamma_{\text{micro}} = -\frac{f'_{\text{TL}}}{f'_{\text{Obj}}} \cdot \frac{250\text{mm}}{f'_{\text{Okul}}}$

- Mikroskop mit ∞ -Strahlengang & Tubuslinse: Fernrohrlupe

↳ mit Fernrohr in Lupe schauen

Vergr. d. Sys.: $\Gamma_{\text{Mikro}} = \Gamma_{\text{Obj}} \cdot \Gamma_{\text{Tele}} = \frac{250\text{mm}}{f'_{\text{Obj}}} \cdot \left(-\frac{f'_{\text{TL}}}{f'_{\text{Okul}}}\right)$



- realer Aufbau Objektiv & Okular: aus vielen Linsen

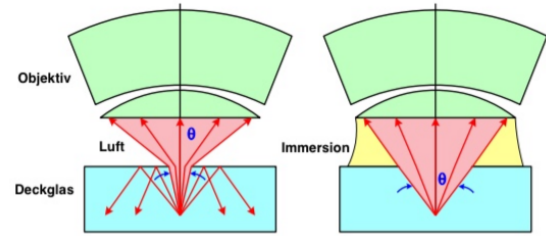
Anzahl (Vergr. $\times NA$) Anzahl (Vergr. $\times$ Sehfeld-Zahl)

- Kennzeichnung: Name, Vergrößerung/NA, Farbcodierung von Vergrößerung & Immersion

- Designformen hochaperturiger Mikroskopobjektive (großer Öffnungswinkel) (b) mittlerer Teil: Korrektur Bildfehler (insb. Farbfehler)

(a) vorderer Teil: starke BL zur Strahlumlenkung bei mögl. geringm Öffnungsfehler (c) Bildfeldleerung & Korrektur Astigmatismus

- Typunterscheidung Mikroskopobjektive: 1. Obj. ohne Deckglas } $NA < 1$
2. Obj. mit Deckglas }



3. Obj. mit Deckglas in Immersion (z.B. Öl statt Luft) $\sim NA = n \cdot \sin \Theta > 1$ mögl.
Immersion: größere NA $\sim$ höhere Aufl. & Vermeidung Totalreflexion an Deckglasoberfl.
 $\hookrightarrow$ Vergrößerung tatsächlich wirksamer Winkel d. Öffnungszugels

Okulare

- Funktion: Abbildung reelles Zwischenbild nach ∞ , damit Bild mit dem Auge betrachtet werden kann (Lage)
- muss an Augenpille angepasst werden
- muss eine Zwischenbilddaxe besitzen, die an das Instrument adaptierbar ist

Mikroskop-Beleuchtung: Einfluss auf Auflösung & Kontrast

$\sim$ Auflicht = Epi:

- Beleuchtungsapertur: NA_{Obj} zu klein $\sim NA$ des Objektivs kann nicht ausgenutzt werden $\sim$ schlechte Auflösung (nur bei Epi) NA_{Obj} zu groß ($> NA_{Obj}$) $\sim$ Überstrahlung $\sim$ schlechter Kontrast
- Hellfeld: Beobachtung im Gegenlicht: Strukturen Präparat absorbieren Licht $\sim$ Abbild des Präparats entsteht
(Dunkelfeld: Beleuchtung so, dass direkte Lichtstrahlen am Objektiv des Mikroskops vorbeigehen $\sim$ nur gebeugtes Licht sichtbar
 $\hookrightarrow$ durchsichtige Strukturen werden sichtbar Epi (Auflicht) Trans (Durchlicht)
 $\hookrightarrow$ bei Trans- (Durchlicht-) Beleuchtung & Epi-Beleuchtung

Auflösungsvermögen & förderliche Vergrößerung

- beugungshogr. Auflösungsgrenze durch NA festgelegt $\Delta y \geq 0,61 \lambda$
förderliche Vergr. = Vergr. ohne Verwacklung

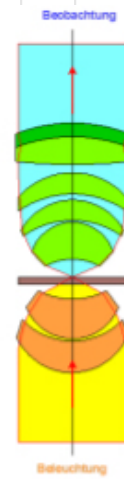
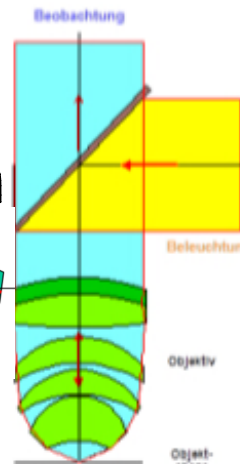
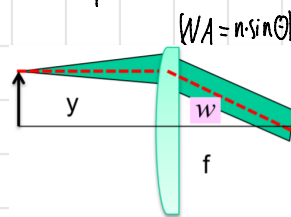
- aus Winkelauflösung Auge: Δc

- Winkelaufl. Mikr. (Lage $w = \frac{y}{f}$)

$\hookrightarrow \Delta w = \frac{\Delta y}{f}$ Grenzauflösung
f (Mikr. = Lage)

$$\Delta w = \frac{\Delta y}{f_{\text{Mikr}}} = \frac{0,61 \cdot \lambda}{NA \cdot f_{\text{Mikr}}} = \frac{0,61 \cdot \lambda}{NA \cdot 250 \text{ mm}} \quad \Gamma \text{ mit } \Gamma = \frac{250 \text{ mm}}{f_{\text{Mikr}}}$$

- förderl. Vergr.: $\Gamma_{\text{Förd}} = \frac{(2 \dots 4) \cdot 250 \text{ mm} \cdot \Delta c}{\Delta y} = \frac{(2 \dots 4) \cdot 250 \text{ mm} \cdot 0,0003}{0,61 \cdot \lambda} \cdot NA \approx 500 \dots 1000 NA$



Stereomikroskope (= 2 Mikroskope)

- Grönwagh - (2 Objektive) und Teleskop (gemeinsames Hauptobj.)-Typ

- Aufbau OP-Mikr. (2) $\Gamma_{\text{Obj}} = \frac{f_{\text{Okul}}}{f_{\text{Obj}}} \cdot \Gamma_{\text{Zoom}} \cdot \frac{250 \text{ mm}}{f_{\text{Okul}}} \approx 3 \times - 15 \times$

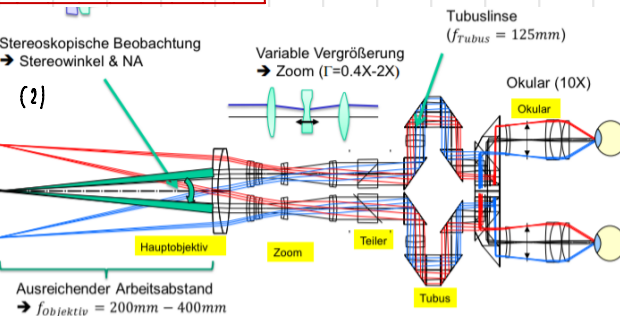
$$\Delta x = \frac{0,61 \cdot \lambda}{NA}$$

$\sim NA$ nicht durch Hauptobj. sondern Tubulinie (Zoom-Drehm.)

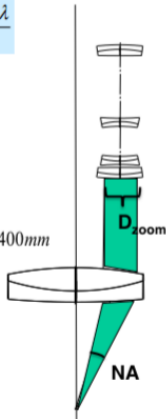
begrenzt f: $NA = \frac{0,25}{\lambda_{\text{Obj}}}$ Auflösungsverm.:
2 fobj $\Delta x = 10 \dots 20 \mu\text{m}$

förderl. Vergr.: $\Gamma_{\text{Förd}} \approx 500 \dots 1000 \cdot NA = 10 \times - 30 \times$

- weitere Merkmale Stereomikr.: • Kontrast, Beleuchtung



$f_{\text{Obj}} = 200 - 400 \text{ mm}$



• Schärfentiefe, Tiefenaufkl. • Vergr., Auflösung

- Tiefenauflösung / Stereopsis

Stereoskopische Tiefenwahrnehmung: Unterscheidung „davor“ $\leftrightarrow$ „dahinter“

Δa : Abstand, in dem vorne & hinten noch unterschieden werden können

$$\Delta a = \frac{a \cdot y_p}{p} = \frac{\Delta \cdot a^2}{p} \quad \text{Aug: } \Delta a_{\text{Aug}} = \frac{\Delta_{\text{Aug}} \cdot a^2}{p} = \frac{\Delta_{\text{Aug}} \cdot s_0^2}{p} = 45 \mu\text{m}$$

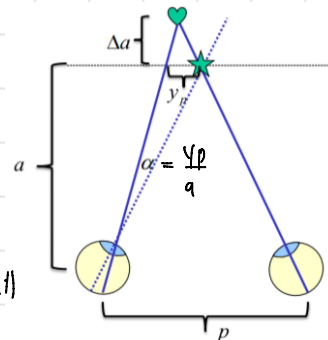
Δ_{Aug} : Stereogrenz. Aug (exprim. Winkel) $\approx 10''$ (Tageslicht)

Δ : Stereowinkel

y_p : stereoskopische Parallaxe

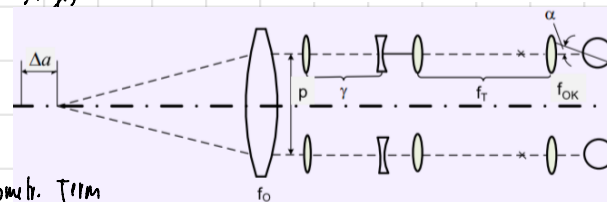
a : Entfernung Fixationspunkt

p : Pupillendurchmesser (ca. 6.5 mm)

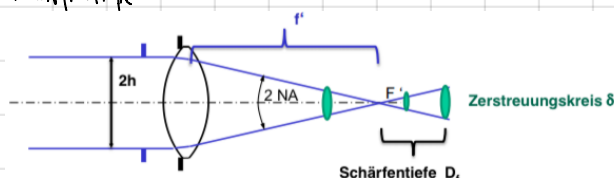


- Tiefenaufl. mit Instrumenten: Tiefenaufl. OP-Mikr im Bereich der Tiefenaufl. des Auges

$$\text{Stereomikr.: } \Delta a = \frac{\Delta_{\text{Mikr}} \cdot f_0^2}{p} = \frac{\Delta_{\text{Mikr}} \cdot f_0^2}{p} \cdot \frac{f_0}{f_0} \rightarrow \text{Winkel vergl.}$$



- Schärfentiefe



Beugungsgrenz. Term

$$2 D_p = \frac{\lambda}{NA^2}$$

geom. Term

unschärfekreis $\approx 7'$ am Auge (empirischer Wert) + Akkomodation

$$2 D_p = \frac{\lambda}{NA^2} + \frac{0.34}{NA \cdot \Gamma_{\text{opt}}} + \frac{(250\text{mm})^2}{\Gamma_{\text{opt}}^2} \left(\frac{1}{s_{\text{fern}}} - \frac{1}{s_{\text{nah}}} \right)$$

Schärfentiefe bei OPMen im Bereich von mm

8. Wellenoptik, Fourieroptik und Bildentstehung

- Fouriertransformation

Trasfo Ort $x \rightarrow$ Frequenz v : $u(x) = \int u(v) e^{2\pi i x v} dv = \int c(v) \cos(2\pi x v) dv + \int s(v) \sin(2\pi x v) dv$

Ortsraum $u(x) = \int u(v) e^{2\pi i x v} dv$ Fourierraum $u(v) = \int u(x) e^{-2\pi i x v} dx$

- Delta - „Funktion“

$$\delta(x-x_0) = \begin{cases} 0 & \text{für } x \neq x_0 \\ \infty & \text{für } x = x_0 \end{cases} \quad \int_{-\infty}^{\infty} \delta(x-x_0) dx = 1$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} f(x) \cdot \delta(x-x_0) dx = f(x_0)$$

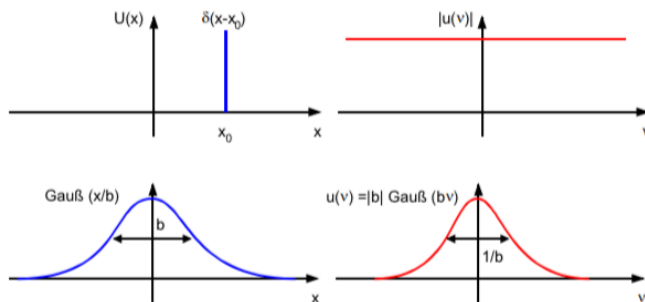
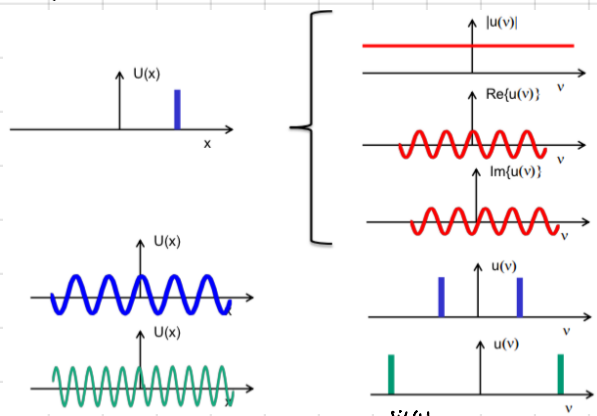
- Komplexe Fourierpaare

Ortsraum $U(x)$

Fourierraum $u(v)$

Ortsraum $U(x)$

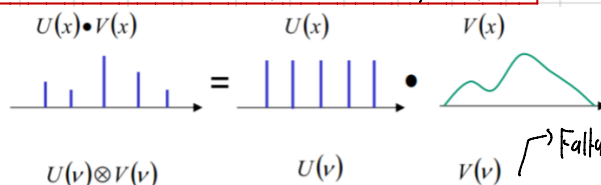
Fourierraum $u(v)$



Schmal $\rightarrow$ breit
breit $\rightarrow$ schmal

- Rechenregeln: Multiplikation in $x \sim$ Faltung in v

$$U(x) \cdot V(x) \sim u(v) * v(v) = \int v(v-v') u(v') dv'$$



Faltung: Reproduktion V an jeder Stelle des Dim.-Strahls

Fourieroptik und Anwendungen

- elektromagn. Welle $E(\vec{r}, t) = E_0(\vec{r}) e^{i(-\vec{k} \cdot \vec{r} - \omega t)}$

ebene Welle in $x-z$ -Ebene ohne Zeitabh.

ebene Welle $\hat{=}$ Eckenwert in der Fouriertransformation

$$E(x, z=0) = E_0 \cdot e^{-i(\frac{2\pi x}{\lambda} \sin \theta)} = E_0 \cdot e^{-i 2\pi x v}$$

$$\bar{x} = \frac{x}{\lambda} \quad v = \sin \theta$$

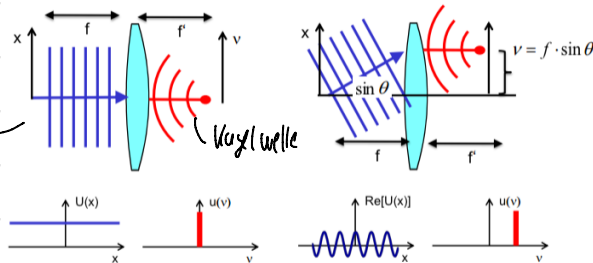
- je größer Winkel $\sin \theta$ (Verkipfung) im Ortsraum, desto höher ist Frequenz im Ortsraum & desto größer ist die Auslenkung v im Fourierraum

- Einzelleue = Fouriertransformation

$\hookrightarrow$ überträgt Winkel in Ort (Bildpunkt) umgekehrt

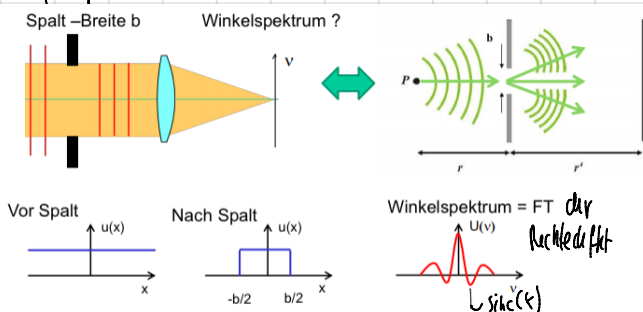
$\hookrightarrow$ Anw.: Beugung $\sim$ eine Welle trifft auf Hindernis, danach auch verkippte Wellen

$\hookrightarrow$ Winkelspektrum?

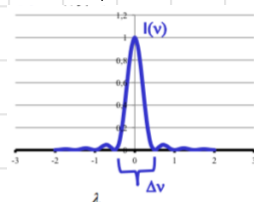


$\hookrightarrow$ Einzelspalt

Spalt - Breite b Winkelspektrum?



$$FT \text{ Rechteckfkt.} \sim |v| = |u(v)|^2$$

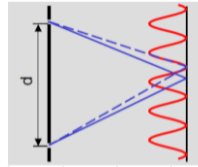
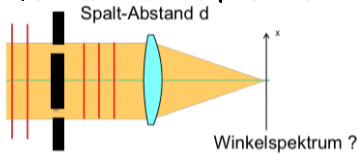


Nullstellen $v = \pm \frac{\lambda}{b}$

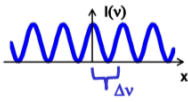
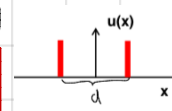
Abstand Nullstellen = Beugungswinkel am Spalt;

paraxial: $\Delta v \approx \Delta \theta = \frac{2 \lambda}{b}$

↳ Doppelspalt: kleine Spalt: FT von 2 δ -Peaks



$I(x) = \cos^2(\pi \cdot x \cdot d / \lambda)$
Interferenzmuster - $\Delta x = \frac{\lambda}{d}$
periode



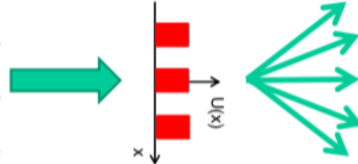
↳ Beugung am Gitter

Eigenschaft FT: Gitter periodisch mit engem Abstand $d \rightarrow$ Transformierte periodisch mit großem Abstand $\frac{1}{d}$

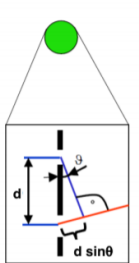
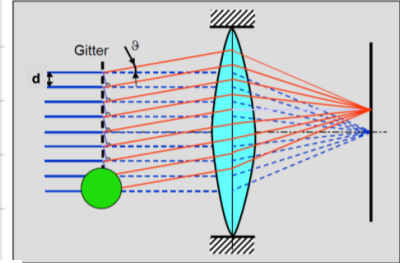
Beugung am Gitter mit Periode $d (1/\lambda)$

→ diskrete Beugungs-
ordnungen m

$\sin \Theta_m = v_m = m \cdot \frac{\lambda}{d}$

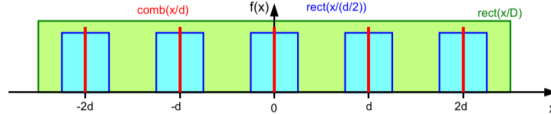


Beugung am Gitter physikalisch: $d \cdot \sin \Theta_m = m \cdot \lambda$

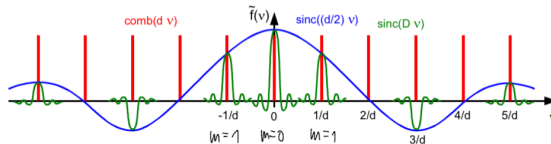


↳ Gitter mit endlicher Länge & Spaltbreite: Beugungsbild das Faltung

Gesamtbreite = D
Spaltbreite = d/2
Periode = d



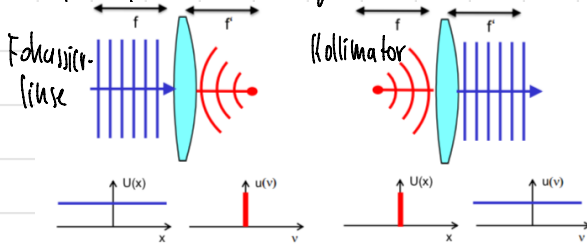
→ Beugungsbild
(Faltung)



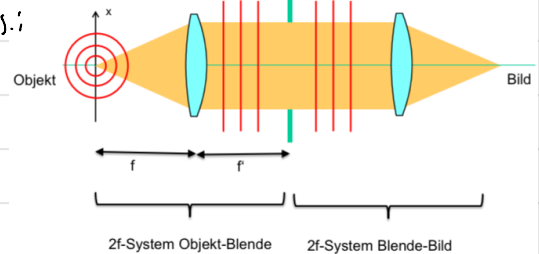
→ endlich Gesamtbreite → unendliches Winkelspektrum
mit diskreten Beugungsordnungen

Übertragungsfunktion optischer Systeme: Abbildungssysteme als Folge von FTen

- 2f-Systeme: Abbildung durch Einzellinse von F nach F' $\hat{=}$ FT



optische Systeme lassen sich als Folge v. 2f-Systemen betrachten
↳ Abh. sys. als 4f-System:



- Abbildungssystem als Frequenzfilter

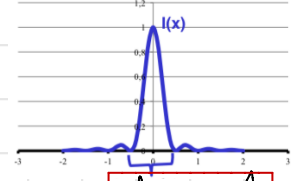
$v_{\max} = \sin \Theta_{\max} = NA$

Beugung im Winkelraum (Blende) → größere Winkel werden nicht transformiert

Amplitude: $U(x) = \text{sinc}(2\pi \cdot x \cdot NA / \lambda)$

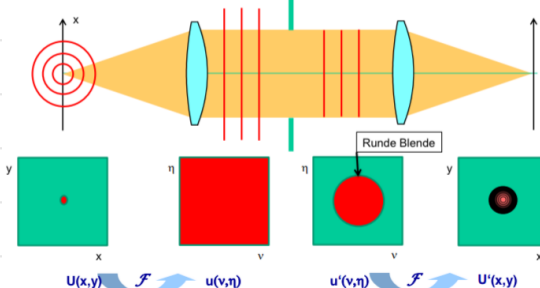
Intensität: Amplitudenquadrat $I(x)$ mit
Nullstellen bei $x = \pm \frac{\lambda}{2NA}$

Δx_{psf} : Breite des eindimensionalen Pkt.bildes



$\Delta x_{\text{psf}} = \frac{\lambda}{NA}$

- Airy-Scheibchen Auflösungs Grenze; 2-dim. System mit runder Blende



Beugungsbild: Airy-Scheibchen

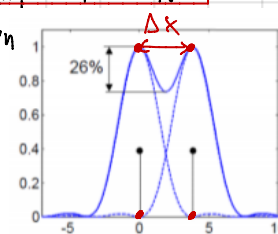
Nullstellen (r): $r = \pm 0,61 \cdot \frac{\lambda}{NA}$

→ Dreieck beugungsbegrenztes Pkt.bild (runde Blende)

$\Delta x_{\text{airy}} = 1,22 \cdot \frac{\lambda}{NA}$

→ Auflösungs Grenze: Rayleigh-Krit.: 2 Objekt Pkt. gelte
als aufgelöst, wenn Maximum Beugungsscheibchen
des einen im Minimum des anderen fällt

$\Delta x = 0,61 \frac{\lambda}{NA}$ Δx : Auflösungs Grenze



NA Abh. sys. $\hat{=}$ Tiefpassfilterung im
Bildraum

Bildentstehung

— Bildent. nach Abbe, Modulationsübertragung

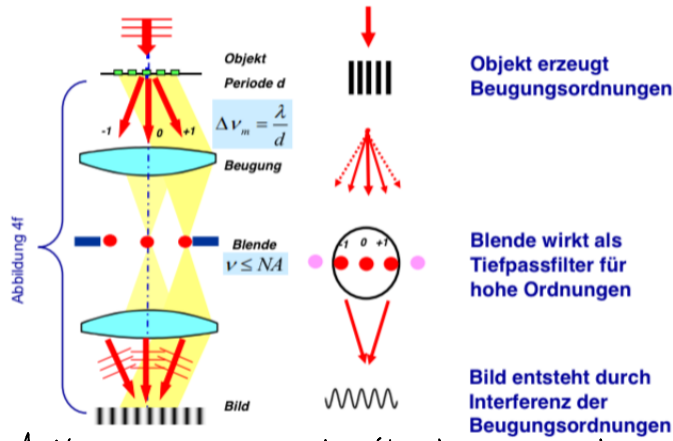


Bild Rechteck-Gitter nach Filterung der Beugungsordnungen
 $m=1$: 1. Ord. wird durchgelassen $m=2$: 1. & 2. Ordnung durchgel.
 ↳ min. 1. Ordnung muss durchgelassen werden, sonst kein Kontrast mehr

↳ Anwendung: Fourier - Filterung zur Signalanalyse
 ~ Bestimmung hauptsächlichster Frequenzen, Amplituden zu diesen Frequenzen

$$\text{Gitterperiode } d \approx \frac{\lambda}{NA}$$

$$\Delta v_1 = \frac{\lambda}{d} \leq NA \xrightarrow{\text{Ortsfrequ.}} \frac{1}{d} \leq \frac{NA}{\lambda}$$

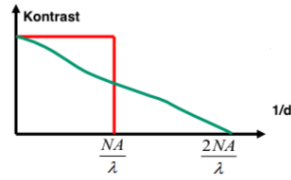
- Auflösungsgränze periodischer Strukturen: 1. Ord. muss durchgelassen werden also
- Modulation Transfer Function (MTF)
 ↳ Intensitätskontrast bei Abb. Strichgitter bei Berücksichtigung von Beugung;

~ max. Grenzfreq. für Beleuchtung mit Planwelle (nur eine Richt., also kohärent (Laser)):

$$\frac{1}{d} = \frac{NA}{\lambda}$$

~ inkohärent: doppelter Beugungswinkel wird transportiert, aber reduzierter Kontrast durch Teilinterferenz

$$\frac{1}{d} = 2 \frac{NA}{\lambda}$$



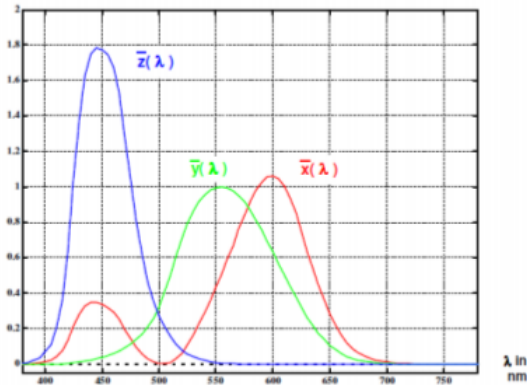
↳ Objekt Beleuchtung hat Einfluss auf Intensitätsverteilung in Bildebene & damit auf Auflösung + Kontrast (MTF)

9. Spektrale Methoden und Elemente

- sichtbares Spektrum UV $\sim$ 400nm - 700nm $\sim$ Infrarot
- spektrale-Information in medizinischer Diagnostik: Farbbeindruck (Hauterkrankungen, Hautkrebsdiagnose, Tumor Schilddrüse)
spektrale Methoden zur Bildgebung (Fluoreszenz-Mikroskopie)
hochauflösende spektrale Methoden (Diagnostik)

Farbe, Farbreizen und Farbmetrie

- Farbbeindruck: mischfarbiges Licht durch Mischung rot, grün, blau & wird im Auge wieder zerlegt
- Farbmetrie - spektrale Empfindlichkeitskurve



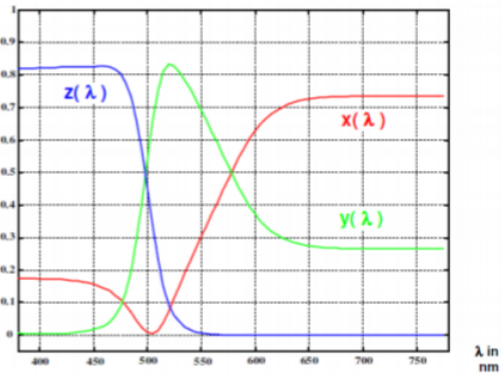
Spektralwertfunktionen $\bar{x}, \bar{y}, \bar{z}(\lambda)$

Stärke Farbreiz $(x \ y \ z)^T$

Farbbeindruck: $F(\lambda) = x \cdot \bar{x}(\lambda) + y \cdot \bar{y}(\lambda) + z \cdot \bar{z}(\lambda)$

x, y, z -System

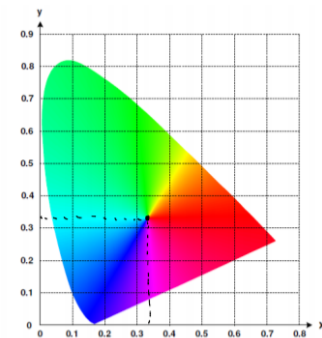
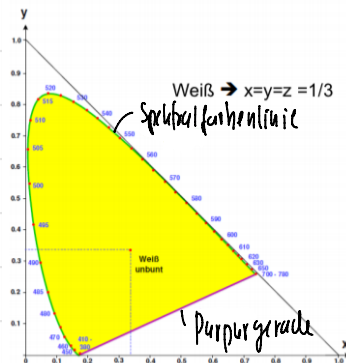
- Farbe: Farbkoordinaten normiert $\sim$ z durch x, y ausdrücken $x+y+z=1$



↳ Farbkoordinaten x, y reichen zur Def. der Mischfarbe aus

↳ definieren das Farbreich

$\sim$ Farbreich



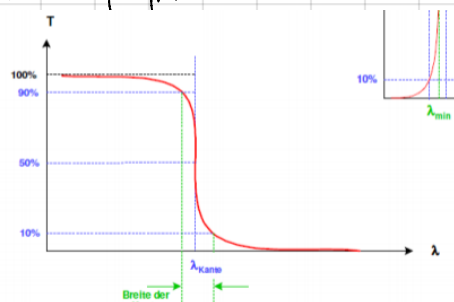
Filter und dünne Schichten

- Fluoreszenzmikroskopie: Fluoreszenz-Filter blockt Anregungslicht
↳ nur Fluoreszenzlicht wird zurückgestrahlt

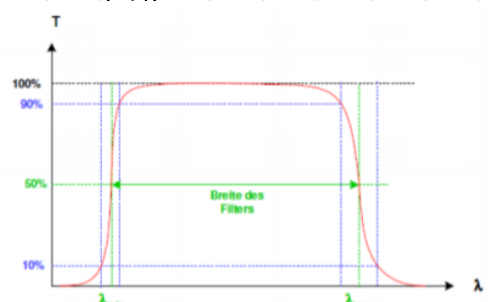
- Filter

Spektrale Charakteristik

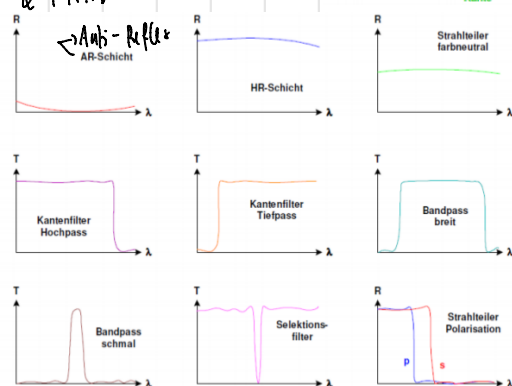
1. (Kantenpass)filter



2. Bandpassfilter

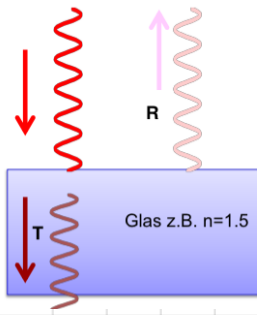


- verschiedene Schichten & Filter



- dielektr. Schichten: AR-Schicht, Brille, Spiegelschicht

- Fresnel-Reflexionen: Intensität Reflexion & Brechung ~ Fresnel'sche Formeln; Reflexion R, Transmission T (Grad)



senkr. Einfall $R = \left| \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right|^2$ $T = 1 - R$

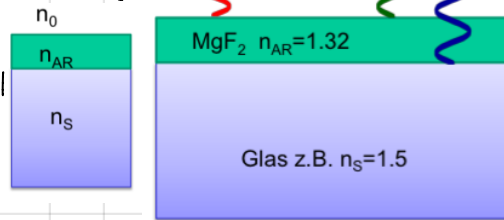
System 5 Linien: $T = (1 - R)^{\text{Fadenzahl}} = (1 - R)^{10}$

↳ viele Linien ~ viel Reflexion ~ wenig Transmission ~ für komplexe Systeme AR-Schichten wichtig

- AR-Schicht

Komplette Auslöschung refl. Licht: Intensität reflektierter Wellen gleich: $R_1^{n_0 \rightarrow n_s} = R_2^{n_{AR} \rightarrow n_s}$

aus allg. Gleichung für R: $n_{AR} = \sqrt{n_0 \cdot n_s}$ (Geometr. Mittel Luft-Glas)

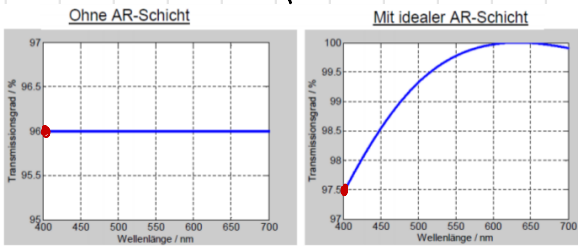


destruktive Interferenz bei Differenz optischer Weglängen $\Delta \Phi = (2m+1) \frac{\lambda}{2}$
 ↳ ungerade Vielfache $\frac{\lambda}{2}$
 AR-Schichtdicke ($m=0$)
 ↳ Lambda/4 = einfarbige AR-Schicht

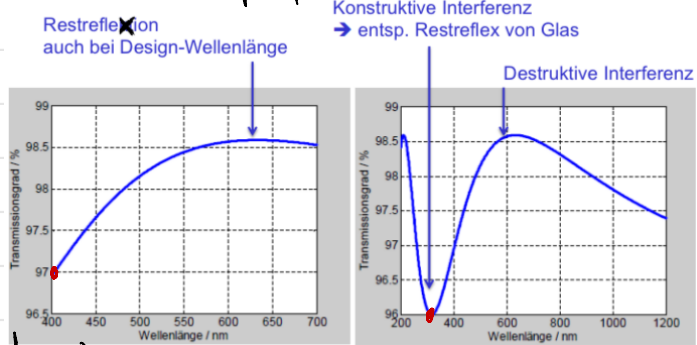
$d = \frac{\lambda}{4 \cdot n_{AR}}$

~ ideale AR-Schicht: optimiert für $\lambda = 633 \text{ nm}$

reale AR-Schicht: opt. für $\lambda = 633 \text{ nm}$



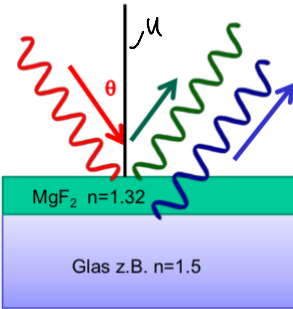
wie schlechter als ohne ~ ideal



schlechter als ohne

Komplexere Schichten: Mehrschichtsysteme (periodische Anordnung)

- schräger Einfall - Interferenzen gleicher Neigung



Unterschied opt. Weglänge ($n_0=1$)

$\Delta \Phi = 2 \cdot n_{AR} \cdot d \cdot \cos \Theta'$

Θ' : Winkel Achse a & senkrechter Strahl

Auslöschung: $\Delta \Phi = 2 \cdot n_{AR} \cdot d \cdot \cos \Theta' = (2m+1) \frac{\lambda}{2}$
 Verstärkung: $\Delta \Phi = m \cdot \lambda$

- Interferenz also abh. von Einfallswinkel & Wellenlänge

Spektralapparat

- Filter: grobe Farbtrennung, Definition gewisser Spektralbereiche

Spektrometer: Vermessung gewisser Spektralbereiche ~ detaillierte Infos über molekulare Zusammensetzung ~ Diagnose

- Spektrometer: genaue Verm. spektraler Verteilung von Licht (wie viel Licht welcher λ)

Monochromator: spektr. Filterung Licht

- Winkeldispersion: Licht abh. von λ unterschiedl. abgelenkt ~ Grundlage Gitter- & Prisma-Spektrometer

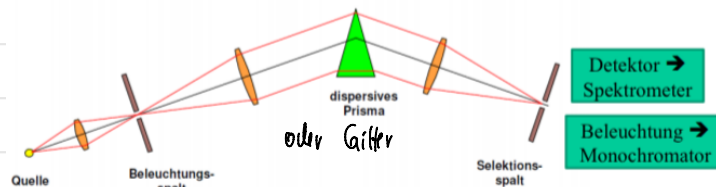
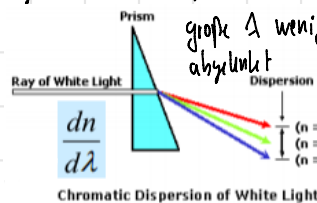
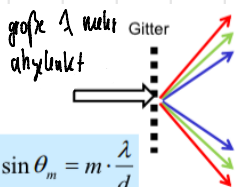
$d = \frac{\lambda \cdot \Delta \theta}{\Delta \lambda}$

Prisma-Spektrometer

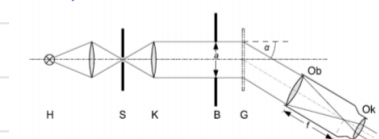
Ursache

Prisma: Material-Disp.

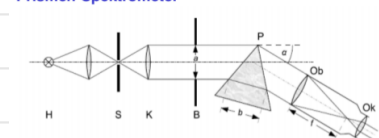
Gitter: Beugung, 30 m



Gitter-Spektrometer



Prismen-Spektrometer

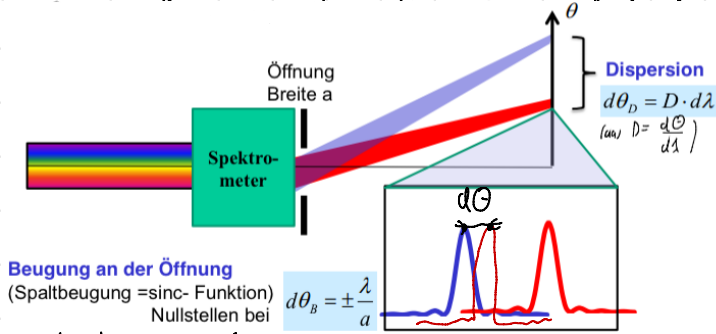


H - Hg-Lampe
 S - Spalt
 K - Kollimator
 B - Bündelbegrenzung
 G - Gitter
 Ob - Fernrohrobjektiv
 Ok - Okular

H - Hg-Lampe
 S - Spalt
 K - Kollimator
 B - Bündelbegrenzung
 P - Prisma
 Ob - Fernrohrobjektiv
 Ok - Okular

- spektrales Auflösungsvermögen: Fähigkeit Intensitätsmaxima für Licht nahe beieinanderliegender λ zu trennen $A = \frac{\lambda}{\Delta\lambda}$ Auflösungsvermögen

- Zusammenhang A & D: Spektroapparat durch Beugung begrenzt (Öffnung verursacht Beugung, die Auflösung limitiert)

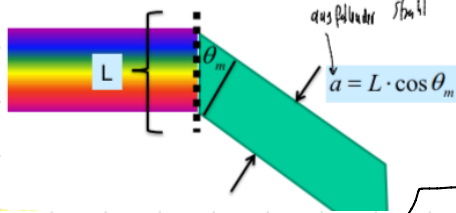


Spektrallinien noch trennen, wenn Maximum von 1 auf Minimum von 2 fällt (wenn $d\theta_B = d\theta_D$)
 Auflösungsverm. geg. durch Öffnung a d. Spektroapparats & Winkeldisp. D $A = \frac{\lambda}{\Delta\lambda} = a \cdot D$

- Winkel dispersion Gitter aus Differentiation der Gittergleichung Öffnung a (Höhe Strahl) bei Gitter mit Länge L

$$D = \frac{d\theta}{d\lambda} = \frac{m}{d \cdot \cos\theta_m}$$

m: Beugungsordnung
 d: Gitterperiode
 θ : Beugungswinkel



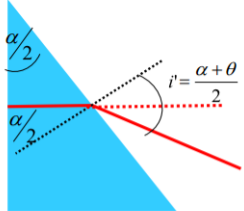
also $A_{\text{Gitter}} = \frac{m \cdot L}{d} = m \cdot N$ nur von Ordnung m & Anzahl der Spalte N abhängig
 Breite Beugungsspektr $\propto$ Gitterbreite $= \frac{1}{N} \sim N$ Gitteröffnungen $\rightarrow A$ größer $\rightarrow$ bessere Aufl.
 charakteristischer Wert für Spektrometer

- freier Spektralbereich Gitter (FSR): λ -Bereich zwischen den Ordnungen, wenn höhere Ordnungen überlappen kann man diese nicht mehr unterscheiden $\rightarrow$ Begrenzung der Breite

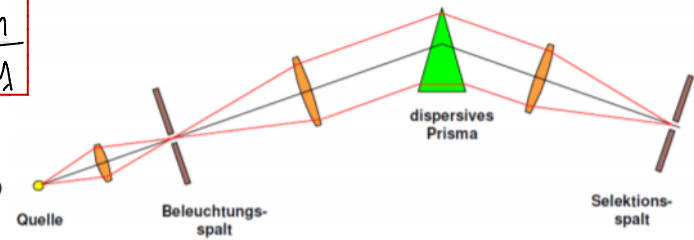
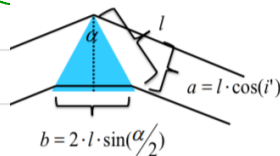
$$\text{FSR} = \Delta\lambda = \frac{\lambda}{m}$$

- Prismenspektrometer

$$D = \frac{d\theta}{d\lambda} = \left(\frac{d\theta}{dn} \right) \left(\frac{dn}{d\lambda} \right) = \frac{2 \cdot \sin(\frac{\alpha}{2})}{\cos(i')} \cdot \frac{dn}{d\lambda}$$



effektive Öffn.
 Prisma Basislänge b
 $a = b \cdot \cos(i')$



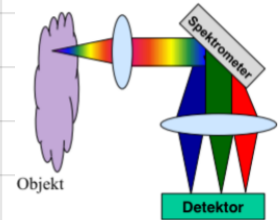
Auflösungsverm. Prisma: $A = b \frac{dn}{d\lambda}$ abhängig von Basislänge b & Materialdisp $\frac{dn}{d\lambda}$

Hyperspektrale Bildgebung / Anwendungen

- Hyperspektrale Bildgebung: Bildaufnahme & spektr. Information in jedem Bildpunkt (Pixel)

$\hookrightarrow$ Abbildung & Spektrometer in einem

$\hookrightarrow$ Scannende Systeme: Bildzeile wird aufgenommen & über Spalt + Gitter spektral zerlegt



Alternativ: Fourier Transform Spektroskopie: Interferometer erzeugt in jedem Pixel ein Interferenzsignal $\sim$ FT mit Computer zur Auswertung liefert Spektrum

- Anwendungen: $\sim$ geologische (biologische) Analysen per Satellit (Umweltverschmutzung (Analyse Graue) & Bodenschadstoffanalyse) $\sim$ Tumordiagnose

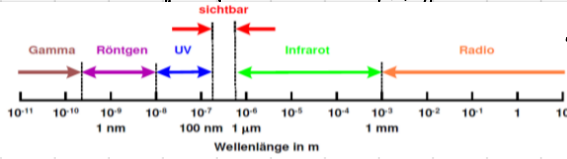
10. Beleuchtung und Lichttechnik

Radiometrie und Photometrie

- Strahlungsfluss / Strahlungsleistung = Energie pro Zeiteinheit [W] die als elektromagn. Strahlung emittiert wird (über λ , Richtungen & Quelloberfläche integriert) $\Phi = \int \Phi(\lambda) d\lambda$ [W]

z.B. Glühlampe 60W: elektr. Leistungsaufnahme 60W, Abgabe 45W als elektromagn. Str.

- elektromagn. Spektrum



~ Bsp. Röntgenstrahlung ~ Bremsstrahlung mit $\lambda = 0,01 \dots 10 \text{ nm}$
Röntgenröhren: elektr. = 10...80kW, $\eta \approx 1-2\%$

~ Bsp. Glühlampe / Schwarzkörper ~ thermische Strahler: Schwarzkörper, Planck'sches Gesetz $\Phi = \sigma \cdot A \cdot T^4$

↳ bei 2000-3000K Emission v.A. Infrarot (wenig vis)

~ Bsp. Leuchtstoffröhre: Lumineszenzstrahler (Leuchtspekt. abh. von Anregungsmedium (Edelgas))

↳ $P = 20W$, $\eta \gg \eta_{\text{Glühlampe}}$

~ Bsp. LED: Lumineszenziodioden ~ Halbleiterlichtquellen → Lichtemission über Bänderstruktur Halbleiter

- Radiometrie ← Unterscheidung → Photometrie

~ Strahlungsphysikal. (radiometr.) Größen

↳ kennzeichnen Strahlungsenergien aller λ

↳ Angabe physikal. SI-Einheiten J, W

~ nur sichtbares Spektrum, wie im Auge wahrgenommen

~ Auge ist Detektor → physiologisch

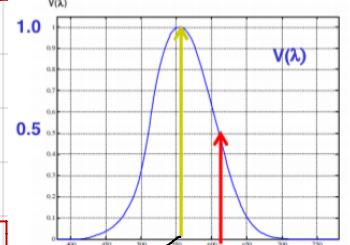
~ Gewichtung Strahlung mit Empfindl. des Auges bei unterschiedl. λ

~ spezielle Einheiten: Lumen, Lux, Candela

~ sichtbare:

~ spektr. Hellgrößenempfinden $V(\lambda)$ - Tagessehen &

$$\Phi_v \propto \int \Phi(\lambda) \cdot V(\lambda) \cdot d\lambda \text{ [lumen = lm]} \quad \text{--- Nachtsehen}$$



Strahlungs- ~ gesamte:

$$\text{leistung} \quad \Phi = \int \Phi(\lambda) d\lambda \text{ [W]}$$

- Strahlungsfluss [W] & Lichtstrom [lm]

SF: ~ Strahlungsphys. Größe (radiometrisch)

~ Empfängerunabh.

~ komplette Strahlungsleist.

LS: ~ Lichttechnische Größe (photometrisch)

~ auf Auge des Empfängers bezogen

~ vom Auge wahrgenommene Lichtmenge

- Definition **candela**: Strahlungsfluss Φ von 1W mit $\lambda = 555 \text{ nm} \hat{=}$ Lichtstrom Φ_v von 683 lm

↳ Übersetzung Strahlungsphys. in photometr. Größen

$$\Phi_v (\Phi = \text{km} \cdot V(\lambda))$$

$$\Phi_v / \Phi = 683 \frac{\text{lm}}{\text{W}} \cdot V(\lambda)$$

$$\Phi_v (\lambda) = 683 \frac{\text{lm}}{\text{W}} \cdot V(\lambda) \Phi(\lambda) \text{ [lm]} \quad \text{--- } \frac{\text{lm}}{\text{W}} \text{ maximal bei } \lambda = 555 \text{ nm}$$

Unterscheidung $\frac{\text{lm}}{\text{W elektrisch}} \leftrightarrow \frac{\text{lm}}{\text{W Strahlung}}$

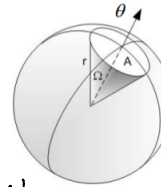
Effizienz Lichtquellen: $\Phi_v / \Phi = \text{km} \cdot V(\lambda)$

↳ i.d.R. referenziert auf elektr. Inputleistung P

$$\mu = \frac{\Phi_v}{P} \text{ [Lumen/W]}$$

Lichttechnische Größen

- Strahlstärke $I = \frac{d\Phi}{dr} \left[\frac{\text{W}}{\text{sr}} \right]$ Lichtstärke $I_v = \frac{d\Phi_v}{d\Omega} \left[\frac{\text{lm}}{\text{sr}} = \text{cd} \right]$



(Leistung pro Raumwinkel): wieviel Leistung wird in welche Richtung emittiert

- Strahlstärke ~ Richtcharakteristik (nicht in alle Richtung gleiche Leistung)

↳ $I = \frac{d\Phi}{d\Omega} = I(\theta, \varphi)$ ↳ Abhängigkeit Strahl- (Licht)stärke von Beobachtungswinkel

- isotrop: $I(\theta) = \text{const.} \Leftrightarrow$ Lambert: $I(\theta) \propto \cos \theta$

↳ Bsp. Glühlampe: isotrop, 45W im Vollraum ($\Omega = 4\pi$) $I = \frac{45W}{4\pi} = 3,6 \frac{\text{W}}{\text{sr}}$

↳ Kerzenflamme: ~ 12lm in 4π ~ photometr. Lichtstärke: $I \approx 1 \text{ lm/sr} \hat{=} 1 \text{ cd}$

früher Normkerze Grundlage für 1 Candela

Größe	Formel	Radiometrisch		Photometrisch	
		Bezeichnung	Einheit	Bezeichnung	Einheit
Energie		Energie	Ws	Lichtmenge luminous energy	Lm s
Leistung Strahlungsfluß	Φ		W	Lichtstrom luminous flux	Lumen Lm
Leistung pro Fläche und Raumwinkel	$L = \frac{d^2\Phi}{\cos \theta d\Omega dA}$	Strahllichtdichte radiance	$\text{W} / \text{sr} / \text{m}^2$	Leuchtdichte luminance	cd / m^2 Stib
Leistung pro Raumwinkel	$I = \frac{d\Phi}{d\Omega} = \int L dA_\perp$	Strahlstärke radiant intensity	W / sr	Lichtstärke luminous intensity	Lm / sr, cd
Ausgesandte Leistung pro Fläche	$E = \frac{d\Phi}{dA} = \int L \cos \theta d\Omega$	Austrahlung radiant exitance	W / m²	luminous exitance	Lm / m²
Einfallende Leistung pro Fläche	$E = \frac{d\Phi}{dA} = \int L \cos \theta d\Omega$	Bestrahlungsstärke irradiance	W / m²	Beleuchtungsstärke illuminance	Lux = Lm / m²
Zeitintegral der Leistung pro Fläche	$H = \int E dt$	Bestrahlung radiant exposure	Ws / m²	Belichtung light exposure	Lux s

photometr.: 900lm im Vollraum (20lm/W)

$$I = 72 \text{ lm/sr} = 72 \text{ cd}$$

- nicht-isotrope Lichtquellen: Wasken/Gewenke mit zunehmender Tiefe gerichtete Keule; Abstrahlcharakteristika von LED-Geometrien
- Raumwinkel



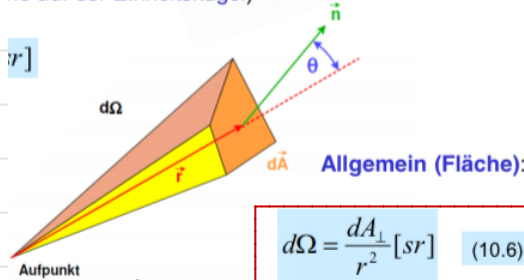
- ~ Strahlungsfluss bei geg. Strahlstärke $I = \text{konst.} \rightarrow \Phi = I \cdot \int d\Omega$
- ~ Raumw. in Kugelkoordinat:

$$d\Omega = \sin\theta \cdot d\theta \cdot d\varphi \text{ [sr]}$$

f. Lichtkegel Öffnung θ

$$\Omega = 2\pi(1 - \cos\theta) \text{ Vollraum}$$

$$\Omega = 2\pi \text{ Halbraum} \quad \Omega = 4\pi$$



- Ausstrahlung (Lichtausstrahlung): Leistung pro Fläche: wieviel Leist. von welchem Ort; ist quellunbezogen
spezifische Ausstrahlung $M = \frac{d\Phi}{dA} \left[\frac{W}{m^2} \right]$ spezifische Lichtausstr. $M_v = \frac{d\Phi_v}{dA} \left[\frac{lm}{m^2} = Lux \right]$

- Bestrahlungs- / Beleuchtungsstärke: Leistung die auf Fläche fällt, empfängerbezogen

Bestr.-stärke $E = \frac{d\Phi}{dA} \left[\frac{W}{m^2} \right]$ Bel.-stärke $E_v = \frac{d\Phi_v}{dA} \left[\frac{lm}{m^2} = Lux \right] \rightarrow 1 \text{ Lux gerade noch erkennbar}$

Solarzellen: Projektionswinkel wichtig; Solarkonstante $E_0 = 1000 \text{ W/m}^2$ $E_0 = \frac{\Phi}{A_i}$ $E_v = 100 \frac{lm}{W} \cdot 1000 \frac{W}{m^2} = 10^5 \text{ Lux}$

- Zusammenhang Strahlstärke / Beleuchtungsstärke: für isotrope Quellen nimmt Bestr.-stärke mit $1/r^2$ ab (r : Abstand Quelle - Empfänger)

$$E = \frac{d\Phi}{dA} = \frac{d\Phi}{d\Omega} \cdot \frac{d\Omega}{dA} = \frac{I}{r^2}$$

- Bestrahlung $H = E \cdot T \text{ [Ws/m}^2 = J/m^2]$

Belichtung $H_v = E_v \cdot T \text{ [Lux} \cdot s]$

Wieviel Energie/Lichtmenge wird pro Fläche einstrahlt? Belichtungsdauer T
Anwendung: medizinische Radiometrie-Dosi, Lasik-Abtrag, Fotografie-Belichtung

- Helligkeit = Leuchtdichte

$$L_{eq} = \frac{d^2\Phi}{d\Omega \cdot dA}$$

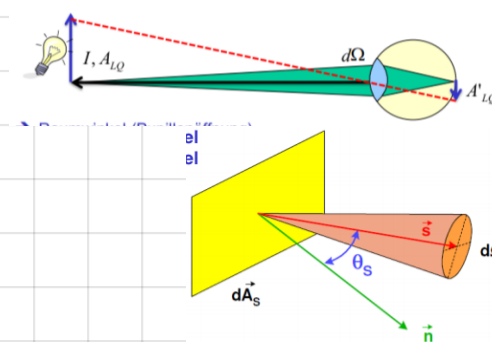
Raumwinkel (Pupillenöffnung): wie viel Licht ins Auge fällt

je kleiner Lichtquelle, desto heller, da Fläche A'_{eq} kleiner (bei gleicher Intensität)

Strahlstärke $L = \frac{d^2\Phi}{d\Omega \cdot dA \cdot \cos\theta} \left[\frac{W}{m^2 \cdot sr} \right]$

Leuchtdichte $L_v = \frac{d^2\Phi_v}{d\Omega \cdot dA \cdot \cos\theta} \left[\frac{cd}{m^2} \right]$

Quelle: Intensität I und Größe A_{eq} Empfänger = Auge



Leist. pro Fläche und proj. Raumwinkel Leist. pro proj. Fläche & Raumwinkel

↳ Maß für Helligkeit; Bsp. Sonne: $L = 10^9 \frac{cd}{m^2}$; setze $\cos\theta = 1$

- Lichtleitwert / Etendue

~ aus Strahlstärke / Leuchtdichte:

$$L = \frac{d\Phi}{dH}$$

Numer: Lichtleitwert
Etendue H

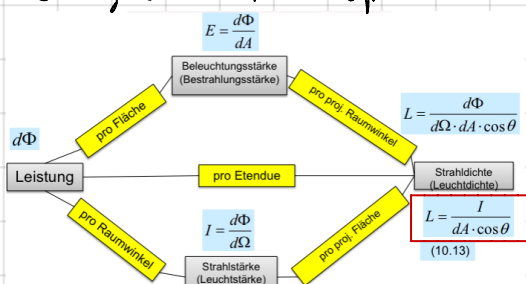
$$dH = dA \cdot \cos\theta \cdot d\Omega$$

~ LichtLW / Etendue beschreibt Orts- & Winkel ausdehnung der Quelle mit Größe A und num. Ap. NA

$$H = \int \int \cos\theta \cdot dA \cdot \sin\theta \cdot d\theta \cdot d\varphi = \pi \cdot A \cdot \sin^2\theta \sim H = \pi \cdot A \cdot NA^2 \text{ [m}^2 \cdot \text{sr]}$$

Bsp. Laserpointer: sehr kleine Etendue ~ große Helligkeit

- Beziehung zw. Lichttechn. Größen



- Lambert Strahler

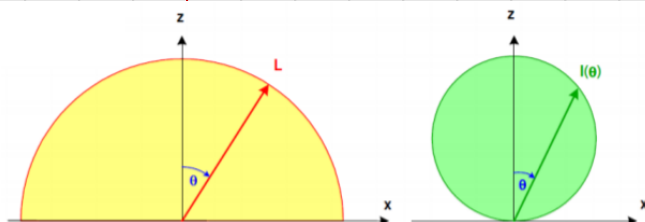
~ Bsp. ebene

Quelle (Fläche

A) mit konst. Strahlstärke $L = \text{const.}$ (const. Helligkeit, z.B. weißes Papier)

$$L = \frac{1}{dA \cdot \cos\theta} \quad \text{Lambertsches (cos) - Gesetz}$$

$$I(\theta) = L \cdot A \cdot \cos\theta$$



Beleuchtungssysteme

- allg. Strahlungs-Übertragung
 $\sim$ übertragene Leistung Sender $\sim$ Empfänger

$$d\Phi = L \cdot dH$$

$$d\Phi = L \cdot \frac{dA_S \cdot \cos \Theta_S \cdot dA_E \cdot \cos \Theta_E}{r^2}$$

$\hookrightarrow$ photometr. Grundgröße: übertr. Leist. ist geg. durch Leuchtdichte, projizierte Sender- & Empfängerflächen & deren Abstand

- Erhaltungsgrößen bei Strahlungs-Übertragung
 $dH_S = dA_S \cdot d\Omega_S = dA_E \cdot d\Omega_E = d\Omega_S \cdot dA_S = dH_E$
 Lichtleitwert / Etendue H bleibt erhalten

$$dH = dH' \quad H = H'$$

Energie-Erhaltung: Strahlungsfluss Φ bleibt erhalten

Strahldichte L ist Erhaltungsgr., L Quelle kann nicht vergrößert werden

$$L = \frac{d\Phi}{dH} = L'$$

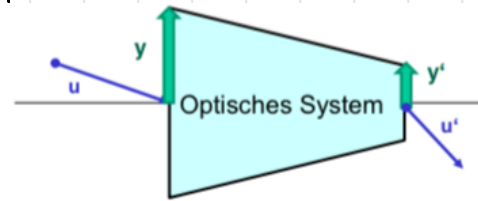
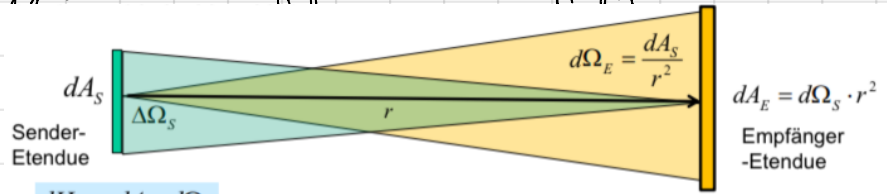
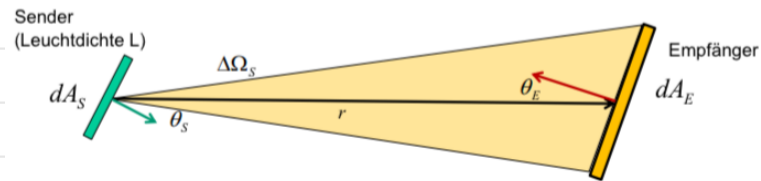
- Lichtleitwertanpassung $H = \pi \cdot A \cdot NA^2$

Flächengröße definiert 4-dimensionale Größe der Quelle } Anpassung Quelle entsprechend Beleuchtungsaufgabe
 H_{System} besagt, wieviel davon transportiert werden kann } Vergleich $H_{\text{QD}}, H_{\text{SY}}!$

Wenn $H_{\text{QD}} < H_{\text{SY}}$: Sys. kann Lichtleitwert der Q. nicht aufnehmen $\sim$ nicht komplette Leist. der Quelle kann verwendet werden $\sim$ Lichtverlust unvermeidlich

- Fläche-Winkel Trade-Off $H = H' : A \cdot \pi \cdot NA^2 = A' \cdot \pi \cdot NA'^2$

$\hookrightarrow$ Verkleinerung Strahlwinkel $\sim$ Vergrößerung Fläche } Beeinflussung darüber nicht möglich
 Verkleinerung Fläche $\sim$ Verkleinerung Winkel

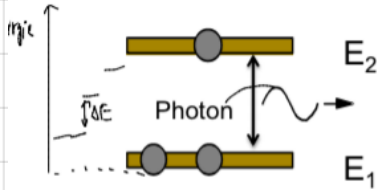


11. Laser und Laserauwendungen

- Laser: hohe Intensität, Licht mit spezifischer λ , spez. WWzeit $\rightarrow$ ermöglicht gezielte WWeffekte mit Gewebe
- Intensität hoch Photodisruption $\sim$ Photoablation $\sim$ Koagulation $\sim$ Photochemie Intensität niedrig
- WW-Zeit niedrig & Vaporisation WW-Zeit hoch

Grundprinzipien

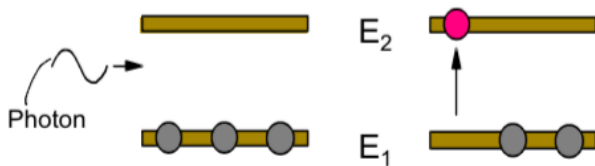
- LASER = Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
- Teilchencharakter Licht: Photonenenergie $E = h \cdot \omega$ $h = 1,05 \cdot 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$ $h = 2 \cdot \pi \cdot \hbar$
 $E = h \cdot \frac{c}{\lambda}$
- Laser basieren auf Strahlungübergängen zw. diskreten Energieniveaus in Atomen/Molekülen
 $\sim$ 2-Niveau System



$$E_{\text{photon}} = \frac{h \cdot c}{\lambda} = E_2 - E_1$$

$$\lambda_{\text{photon}} = \frac{hc}{E_2 - E_1}$$

Absorption von Photonen

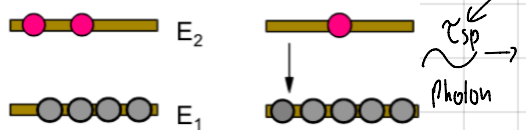


$$dI = -\sigma_{12} \cdot N_1 \cdot I \cdot dz$$

I : Intensität N_1 : Besetzungszahl Niv. 1
 σ_{12} : Wirkungsquerschnitt
 dz : Weglänge

(Lambert-Beer'sches Absorptionsgesetz)
 $I(z) = I_0 \exp(-L \cdot z)$ ($L = \sigma_{12} \cdot N_1$)
 $\rightarrow$ beschr. Absorptionsprozesse in Materie
 $\langle I(z) \sigma \langle E^2 \rangle \rangle = I_0 \exp(-L \cdot z)$

Spontane Emission von Photonen (Zerfall ohne Niv.)

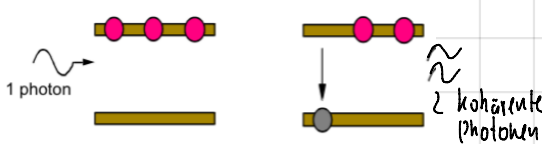


(Lebensdauer Niv. 2)

$$dI_{sp} = \frac{1}{c \cdot \tau_{sp}} N_2 \cdot dz$$

Wirkungsquerschnitt: Maß für Wahrsch., dass zw. einfallendem Teilchen & atomare WWm stattfinden [m^2]

Stimulierte Emission von Photonen



$$dI = \sigma_{12} \cdot N_2 \cdot I \cdot dz$$

dI & $dI_{sp} > 0$, da dadurch mehr Photonen

- Grundprinzipien-stimulierte Emission

$\sim$ für hohe I kann spontane Emitt. vernachlässigt werden $dI = \sigma_{12}(N_2 - N_1) \cdot I \cdot dz$

$\hookrightarrow$ Lichtintensität $I = I_0 \cdot e^{+(\sigma_{12} \cdot N_2 - \sigma_{12} \cdot N_1) \cdot z}$ wenn $N_2 = 0$: keine angeregten Atome

- Besetzungsinversion (Verstärkung)

Bes. inv.: $N > N_1$ Verstärkungsfaktor (gain) $g = \sigma_{12}(N_2 - N_1)$ (Lichtint. nimmt exponentiell zu: $I = I_0 e^{g \cdot z}$)

$\hookrightarrow$ für Laser ist Sys. mit Besetzungsinversion notwendig

$\hookrightarrow$ Befüllung oberes Niveau mit Pumpmechanismen: $\rightarrow$ Pumpen auf Pump-Niveau (z.B. E_3) $\rightarrow$ 3-Niv.-Sys. gut geeignet

$\sim$ schneller Zerfall (τ_{32} klein) $\sim$ mehr Teilchen auf E_2

$\hookrightarrow$ Bsp. Mechanismen: • optisch (Lichtzufuhr, Blitzlampen)

• elektrisch (z.B. Entladung)

• chemisch

↳ Resonator - Verstärker mit Rückkopplung

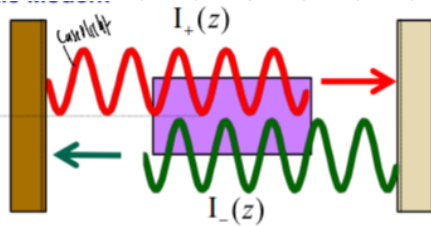
~ Rückkopplung führt Resonatorspiegel

- Grundkomponenten Laser: ~ Verstärkungsmedium (Besetzungsinversion)
~ Pump-Mechanismus (Energiezufuhr)
~ Resonator (Rückkopplung)

- Laser in der Medizintechnik

- ~ Excimer, O_2 -Laser: Gas-Laser, elektr. gepumpt
- ~ Farbstoff-Laser: flüss. Medium, tw. chem. gepumpt
- ~ Nd-YAG: Halbleiter-Laser, optisch gepumpt

- Lasermoden - Longitudinal



~ durch Rückkoppl. & Verstärkung: im stationären Zust. nur stabile Resonatormoden

(1 Hügel ohne O-Durchgang, 2 Hügel 1 O-DG)

$$L = m \cdot \frac{\lambda}{2} \quad \text{Laser-Frequenz} \quad \nu = \frac{c}{\lambda} = m \cdot \frac{c}{2L}$$

- Lasermoden - transversal

~ durch Geometrie (Querschnitt, Krümmung) der Resonatorspiegel

~ Grundmode = Gaußmode (1 Punkt)

↳ gaußförmige Intensitätsverh.

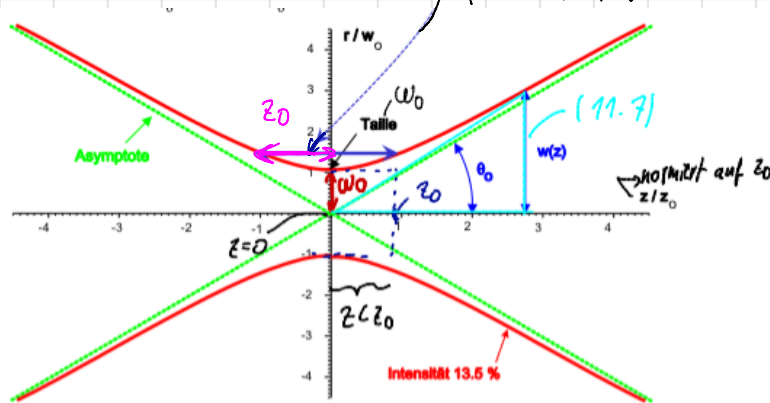
$$I(r) = I_0 \cdot \exp\left[-2 \frac{r^2}{w_0^2}\right]$$

w_0 : 13,5% des Maximums: Ort, an dem Int. auf 13,5% gefallen ist

Optik Gaußscher Strahlen

- Ausbreitung Gaußscher Moden: bleibt Gaußförmig aber gestaucht

Konfokalparameter „Rayleigh range“



- Charakteristik von Gaußmoden w_0 : Taillradius - Radius kleinster Einströmung

Θ_0 : halber Divergenzwinkel - Winkel aufweitung Strahl im Fernfeld

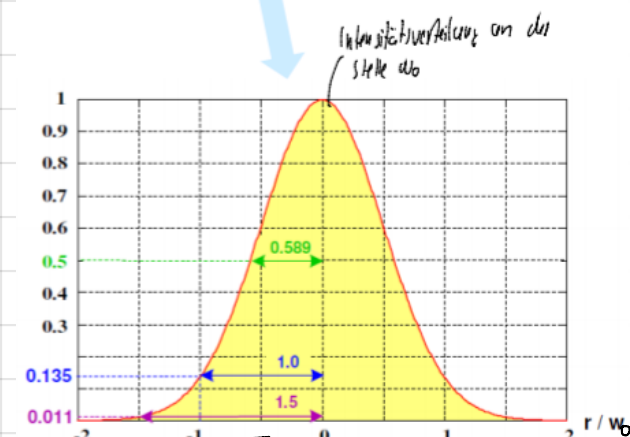
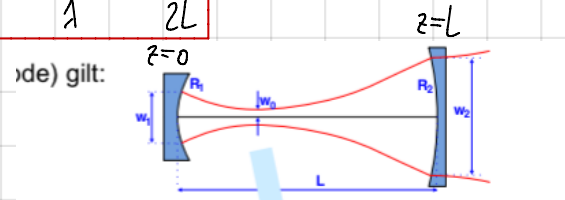
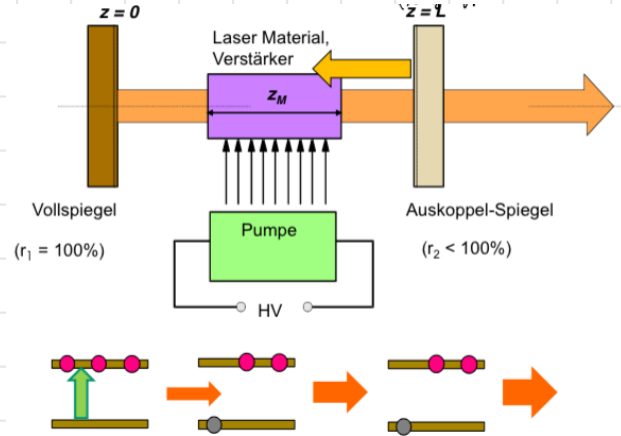
Strahlparameterprodukt $w_0 \cdot \Theta_0 = \frac{\lambda}{\pi}$ min. Strahltaile bei Fokussierung $\Theta_0 = NA$ $w_0 = \frac{\lambda}{\pi \cdot NA}$ ~ kleine Fläche

$\pi \cdot NA$ ~ hohe Betrachtungsstärke mögl.

- vgl. Lichtleitwert & Lichtdichte: $H_{Laser} \approx \pi \cdot A \cdot NA^2 \approx \pi^2 \cdot w_0^2 \cdot \Theta_0^2 = \lambda^2$ $L = d\Phi/dt = d\Phi/d(\lambda^2)$ ~ extrem große L mögl.

- Strahltaile w_0 bestimmt Divergenz Θ & Ausbreitungsverhalten; Produkt aus beiden = Strahlparameterprodukt = konst.

- Laser-Strahlung ermöglicht sehr hohe Bestrahlungsstärken



Strahlradius $w(z) = w_0 \sqrt{1 + \left(\frac{z}{z_0}\right)^2}$ im Abstand z asymptotisch $w(z) = \frac{w_0}{z_0} \cdot z = \frac{\lambda}{\pi w_0} \cdot z$

Rayleigh range $z_0 = \frac{\pi w_0^2}{\lambda}$ = Distanz entlang der opt. Achse, bis Laserstrahl ausgehend von w_0 seine Querschnittsfläche verdoppelt

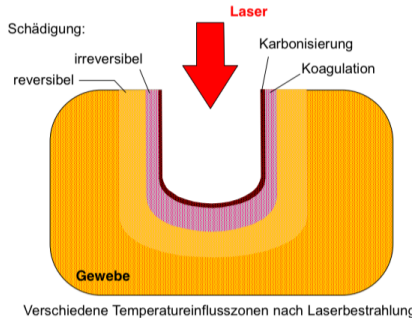
Divergenz $\Theta = \frac{\lambda}{\pi w_0}$

Laseranwendungen

- sehr hohe Bestrahlungsstärke: gepulste Laser $\rightarrow$ gesamte Leist. in ns - fs $\rightarrow$ variable WWzeit
- λ bestimmt Eindringtiefe (sichtbarer am besten) in Gewebe
- photochemische WW
 - $\sim$ vergleichsweise geringe Intensitäten
 - $\sim$ Reaktionen von Molekülen - Ziel: Auslösung chem. Reaktion
 - $\sim$ Anwendung: PDT (photodynamische Therapie)

Koagulation & Verdampfung

- $\sim$ höhere Intensitäten bei längeren WWzeiten
- $\sim$ Erwärmung Gewebe $\rightarrow$ Photothermische Effekte
- $\sim$ temperaturbedingte Gewebeveränderungen: reversible Erwärmung $\rightarrow$ Denaturierung Eiweiß & Austrocknung $\rightarrow$ Kohlenisierung



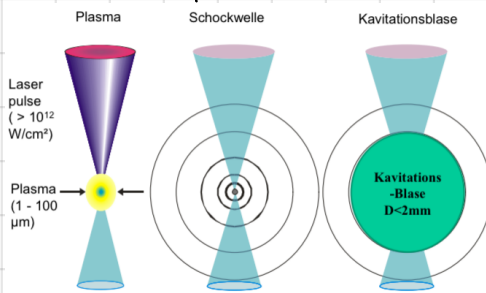
- $\sim$ Verdampfen (Vaporisation), Verkohlen zum Abtragen
- $\sim$ Koagulation: therm. & strukturelle Gewebeveränderung; z.B.: Blutungsstillung, endovasale Behandlung, Dermatologie
- auch „ästhetische“ Laser Chirurgie

Photocoagulation = direkte Verdampfung des Gewebes

- $\sim$ kurze WWdauer (Pulsdauer $<$ thermische Relaxation)
- $\sim$ Anwendungen:
 - Lasik: 1. chirurg. Abtrag Hornhautschicht 2.) Laserablation mittels Excimer-Laser zur Refraktionskorrektur 3. Zurückklappen d. Flaps
 - Laser-Lithotripsie: Laser-Zertrümmerung von Nieren- & Blasensteinen

Photodisruption = nichtlineare Prozesse

- $\sim$ Pulsdauer im fs-Bereich bei höchsten Intensitäten



- $\sim$ gezielter Verlust einzelner Gewebe nach Implusion der Kavitationsblase
- $\hookrightarrow$ umgebendes Gewebe bleibt intakt

- $\sim$ Anwendung: Ophthalmologie

$\hookrightarrow$ Femtosekunden-Lasik (Femto-Lasik)

- 1.) 3D-Strukturierung Hornhautstiche mittels fs-Laser (Photodisruption)
- 2.) Minim. seitlicher Einwirkung
- 3.) Herausziehen der 3D-strukturierten Linse

$\rightarrow$ für medizinische Zwecke aufgrund der optischen Eigenschaften von Geweben v. a. Laser im λ -Bereich von 200nm (UV) - 10µm (IR) eingesetzt

- $\rightarrow$ Effekt im Gewebe bestimmt durch:
 - $\sim$ Bestrahlungsstärke [W/m^2]
 - $\sim$ Wechselwirkungszeit (fs bis ms)