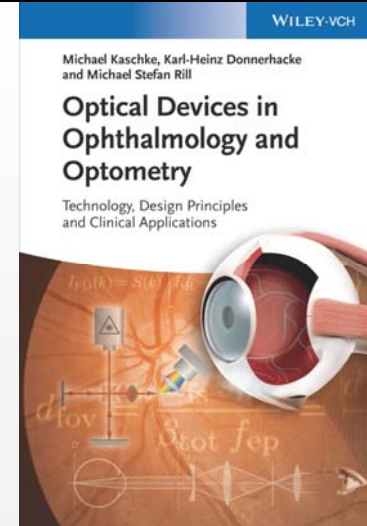


Optische Systeme in der Medizintechnik

Vorlesung 1 : Operationsmikroskopie



Literatur



Historischer Abriss und Anwendungsbereiche

Chirurgie:

Chirurgie ist die Lehre von der operativen Behandlung. Sie umfasst die Wundversorgung sowie die operative Behandlung von Krankheiten oder Körperfehlern mittels mechanischer oder instrumenteller Eingriffe am lebenden menschlichen Körper.

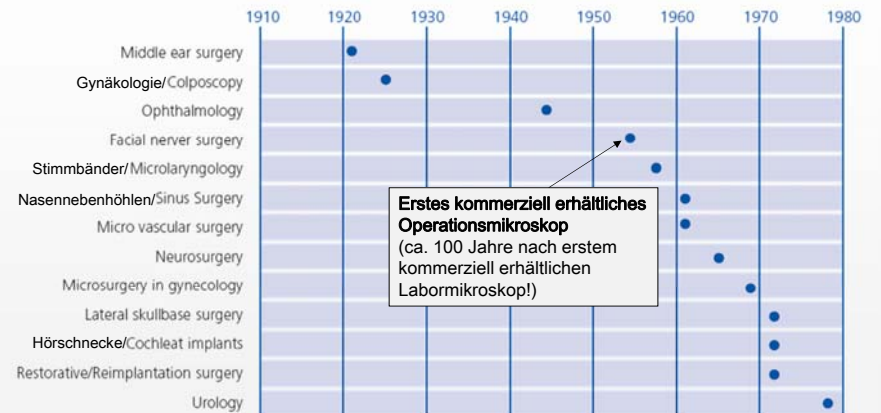
Spezialgebiete: Bauchchirurgie (Abdominalchirurgie), Brustkorbchirurgie (Thoraxchirurgie), Herz- und Gefäßchirurgie, Kinderchirurgie, Kieferchirurgie, Kopf- und Nerven Chirurgie (Neurochirurgie), Kosmetische (plastische) Chirurgie, Ophthalmologische Chirurgie und Unfallchirurgie (Traumatologie).

Mikrochirurgie:

Die Mikrochirurgie ist ein chirurgisches Operationsverfahren, bei dem mithilfe spezieller **optischer Hilfsmittel wie Lupenbrille oder Operationsmikroskop** an kleinsten Gefäßen, Nerven und Organen Eingriffe durchgeführt werden können. Mikrochirurgische Operationstechniken werden in besonders sensiblen Bereichen, wie den Augen oder im Schädelbereich, angewendet und sind die Voraussetzung für Eingriffe am Auge, bei Organverpflanzungen und Wiederannähen abgetrennter Körperteile.

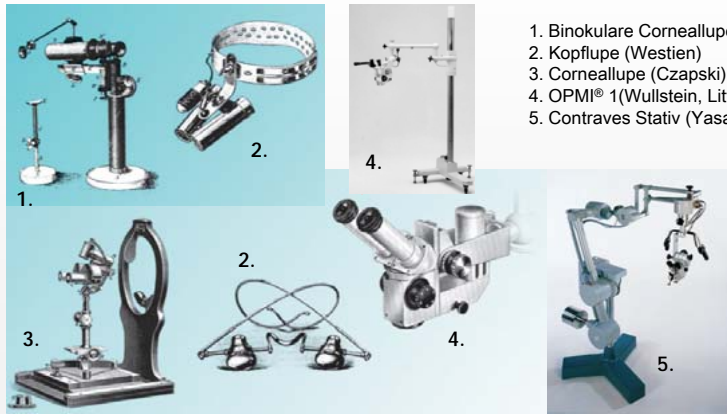
Historischer Abriss und Anwendungsbereiche

Entwicklung der medizinischen Anwendungsgebiete von Operationsmikroskopen



Historischer Abriss und Anwendungsbereiche

Entwicklungslinie des Operationsmikroskops



1. Binokulare Corneallupe (Westien)
2. Kopflupe (Westien)
3. Corneallupe (Czapski)
4. OPMI® 1 (Wullstein, Littmann)
5. Contraves Stativ (Yasargil)

Historischer Abriss und Anwendungsbereiche

<p>Einsatzgebiete und Nutzungsbeginn von mikrochirurgischen Techniken</p> <p>1921 Mikrochirurgie des Mittelohrs 1923 Koloskopie</p>	<p>Meilensteine im Bau von Operationsmikroskopen bei Carl Zeiss</p>	<p>1960</p> <p>1961 Mikrogefäßchirurgie 1962 Neurochirurgie 1968 Mikrochirurgie in der Gynäkologie</p> <p>1964 OPMI® 2 Erste motorische Fokussierung und erster motorischer Zoom</p>
<p>1920</p> <p>1921 Mikrochirurgie des Mittelohrs 1923 Koloskopie</p>		<p>1970</p> <p>1971 Mikrochirurgie der lateralen Schädelbasis 1973 Cochlear-Implantat 1973 Wiederherstellungschirurgie Replantationschirurgie 1977 Urologie</p> <p>1976 Contraves Stativ NC1 müheloses Bewegen durch Gewichtsausgleich</p>
<p>1930</p>		<p>1980</p> <p>1984 Weitwinkeloptik für OPMI® 1985 Sprachsteuerung für OPMI® 1988 OPMI® CS für die Ophthalmologie</p>
<p>1940</p> <p>1942 Augenheilkunde</p>		<p>1990</p> <p>1992 MKM Navigierte Neurochirurgie mit elektronischem Lotensystem 1994 OPMI® ORL für HNO-Mikrochirurgie 1996 SMN Navigationssystem für die Mikrochirurgie 1996 OPMI® PRO für Mund-, Kiefer- und Gesichtsmikrochirurgie</p>
<p>1950</p> <p>1953 Fazialischirurgie 1955 Mikrolaryngologie 1958 Mikrochirurgie der Nasennebenhöhlen</p>	<p>1950</p> <p>1953 OPMI® 1 Erstes Operationsmikroskop</p>	<p>2000</p> <p>2000 OPMI® Neuro MultiVision Überlagerung und Einpiegelung digitaler Diagnosedaten direkt in das Okular 2001 OPMI® Vario/ NC 33 für die minimal-invasive Wirbelsäulen-Chirurgie 2002 OPMI® SenSera für HNO-Chirurgie</p>

Welche Vergrößerungsmöglichkeiten gibt es zur Visualisierung?

Vergrößerungslupe

Brechkraft der Lupe in D (diopter, dpt)

$$\beta_L = \frac{\tan \gamma'}{\tan \gamma} = -D_L s_{ref} + A_{set} s_{ref} (1 - D_L L_{LP})$$

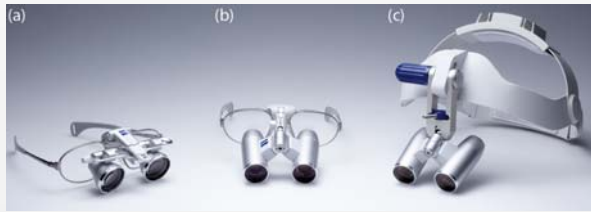
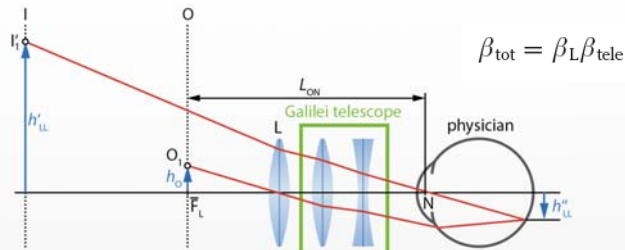
Akkommodation des Auges in D, ist 0 für entspanntes Auge, ansonsten in etwas L_{IP}

(a) $\beta_{L,nominal} = \frac{D_L}{4D}$

(b) $\beta_L = \frac{s_{ref}}{s - L_{LP}(1 + D_L s)}$

-250 mm (opt)

Medizinische Lupen

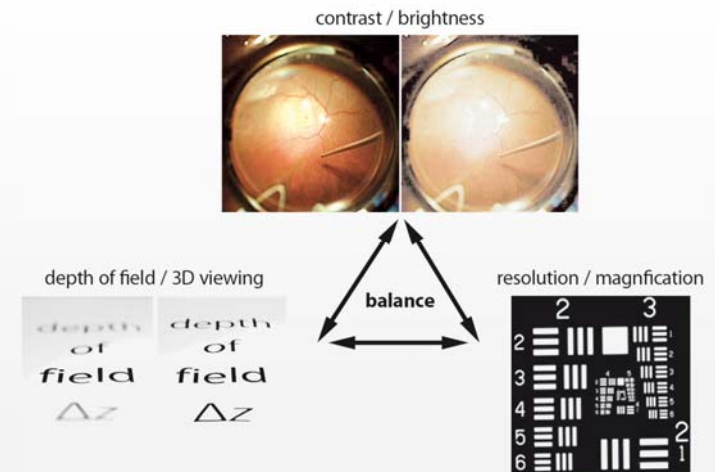


Welche Voraussetzungen muss ein Operationsmikroskop erfüllen?

Eigenschaften eines Operationsmikroskops

1. Auflösung und Vergrößerung genügend groß, um feine Strukturen visualisieren zu können (typisch: 3x bis 40x)
2. Variable Vergrößerung und Feldgröße
3. Genügend hohe Tiefenauslösung (Stereoauflösung) bei genügend hoher Tiefenschärfe
4. Hohe optische Abbildungsqualität (eindeutige Bildinformation)
5. Genügend hoher (eventuell variabler) Arbeitsabstand (typisch in Ophthalmologie: 200 bis 300mm)
6. Beleuchtung (hoher Kontrast, helles Bild, Farbentreue)
7. Geringe Vignettierung und möglichst wenige Reflexe
8. Stabile Aufhängung und trotzdem flexible Positionierung
9. Sterilisierbarkeit der wichtigsten Bedienelemente
10. Zusätzliche Einblickports (z.B. für OP-Assistenz, Training)

Eigenschaften eines Operationsmikroskops



Bauprinzip eines Operationsmikroskops

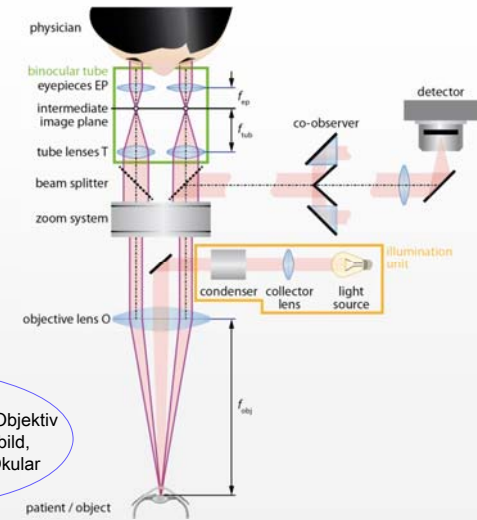
Bauprinzip eines Operationsmikroskops

Vergößerung eines Operationsmikroskops:

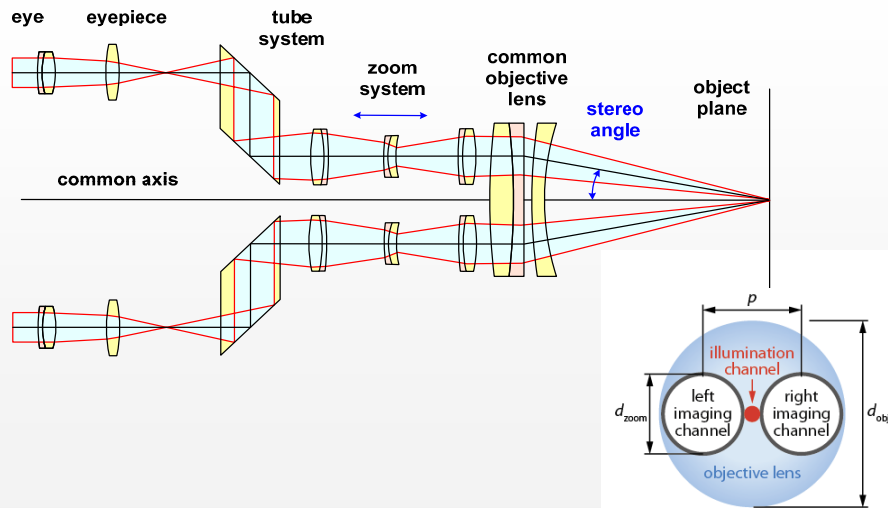
$$\beta_{tot} = \frac{f_{tub}}{f_{ep}} \Gamma \frac{s_{nv}}{f_{obj}} = \frac{f_{tub}}{f_{obj}} \Gamma \beta_{ep}$$

Bild einer Lupe vergrößert durch Zoom und Teleskop

Abbild Objekt über System Objektiv und Tubuslinse in Zwischenbild, Lupe vergrößert durch Okular



Bauprinzip eines Operationsmikroskops



Bauprinzip eines Operationsmikroskops

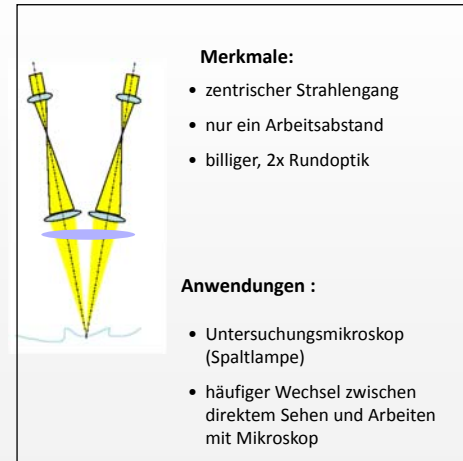
Teleskop System

- paralleler Strahlengang
- beliebige Objektivbrennweiten
- teurer, 2x Rundoptik und großes Hauptobjektiv
- modularer Baukasten

Anwendungen :

- Operationsmikroskop
- lang andauerndes Operieren unter mikroskopischer Sicht

Alternative: Greenough System



Merkmale:

- zentrischer Strahlengang
- nur ein Arbeitsabstand
- billiger, 2x Rundoptik

Anwendungen :

- Untersuchungsmikroskop (Spaltlampe)
- häufiger Wechsel zwischen direktem Sehen und Arbeiten mit Mikroskop

Vergrößerung eines Operationsmikroskops

Vergrößerung, nützliche Vergrößerung

$$\beta_{tot} = \frac{f_{tub}}{f_{ep}} \Gamma \frac{s_{nv}}{f_{obj}} = \frac{f_{tub}}{f_{obj}} \Gamma \beta_{ep}$$

Gesamtvergrößerung OPMI **ca. 3 ...30**

$$d_{fov} = \frac{d_{fs} s_{nv}}{\beta_{tot} f_{ep}} = \frac{d_{fs} \beta_{ep}}{\beta_{tot}}$$

Field of View (Sehfeld) OPMI

$$NA_{mic} = \frac{d_{zoom}}{2f_{obj}}$$

Numerische Apertur OPMI **ca. 0.01 ...0.03**

$$\beta_{tot} = \frac{250 \text{ mm}}{\kappa f_{obj}} = \frac{250 \text{ mm}}{f_{obj,eq}}$$

Einführung effektiver Brennweite
ca. 80...10 mm

$$\tan\left(\frac{\theta}{2}\right) = \frac{\Delta(x, y)_{mic}}{2 f_{obj,eq}} = \frac{0.61 \lambda}{2 NA_{mic} f_{obj,eq}}$$

Kleinste auflösbare Dimensionen (Winkel, laterale Dimension) beim OPMI

$$\beta_{tot} = \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \frac{2 \cdot 250 \text{ mm}}{\lambda} NA_{mic}$$

Verknüpfung Auflösung mit Vergrößerung

$$500 NA_{mic} \leq \beta_{um} \leq 1000 NA_{mic}$$

Nützliche Vergrößerung
< 500 NA: Auflösungsverlust
> 1000 NA: Helligkeitsverlust ohne weitere Auflösung

ca. 5..15

ca. 10..30

Stereoskopische Tiefenwahrnehmung

Auge: ungefähr 250 mm

$$\Delta L_{min} = \frac{\epsilon_{min} s_{nv}^2}{PD} = 45 \mu\text{m}$$

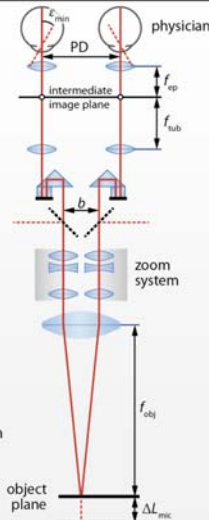
Mikroskop: ungefähr 10'' = 4.85 · 10⁻⁵ rad

$$\Delta L_{mic} = \frac{\epsilon_{min} f_{obj}^2}{b \Gamma (f_{tub}/f_{ep}) \pm \epsilon_{min} f_{obj}}$$

muss möglichst klein werden

f _{obj} (mm)	d _{zoom} (mm)	f _{ep} (mm)	b (mm)	β _{tot}	ΔL _{mic} (μm)
200	0.4	20	22	3.1	35.3
300	0.4	20	22	2.1	79.4
200	1.0	20	22	7.8	14.1
200	2.5	20	22	19.5	5.6
200	1.0	20	26	7.8	11.9
200	2.5	20	26	19.5	4.8

Table 6.4 Stereoscopic depth perception ΔL_{mic} of a stereo microscope versus typical parameter sets. The minimum stereo angle ε_{min} is taken as 10'' = 4.85 · 10⁻⁵ rad (section 2.1.9) and f_{tub} = 125 mm.

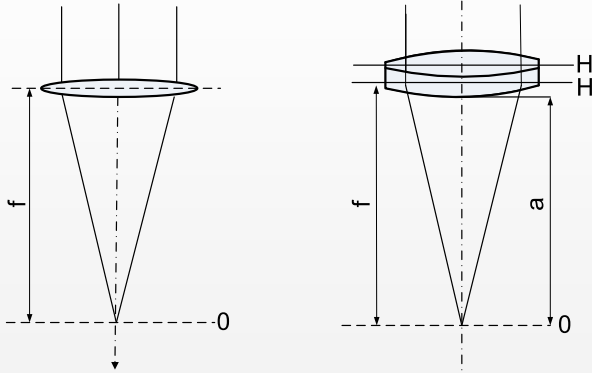


Design-Herausforderung #1: Objektive mit geringem Abbildungsfehler (insbesondere kleiner chromatischer Aberration)

Abbildungsfehler – Objektiv

Wesentlich für die Qualität der Abbildung:

- Verzeichnungsfreiheit (engl. distortion)
- Geringe Bildfeldwölbung (engl. field curvature)
- Geringer Farbfehler des Objektivs (engl. chromatic aberration)



Dispersion

Dispersion:

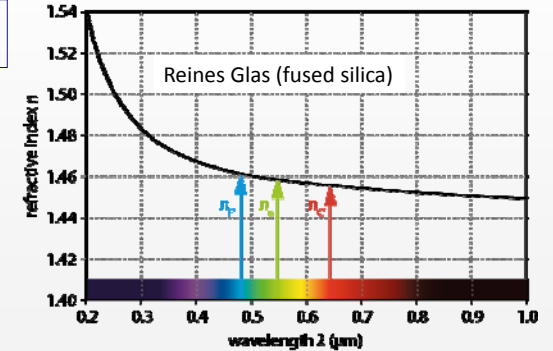
Die Abhängigkeit des Brechungsindex von der Wellenlänge wird Dispersion genannt.

$$\Delta n = n(\lambda_1) - n(\lambda_2)$$

Normale Dispersion:

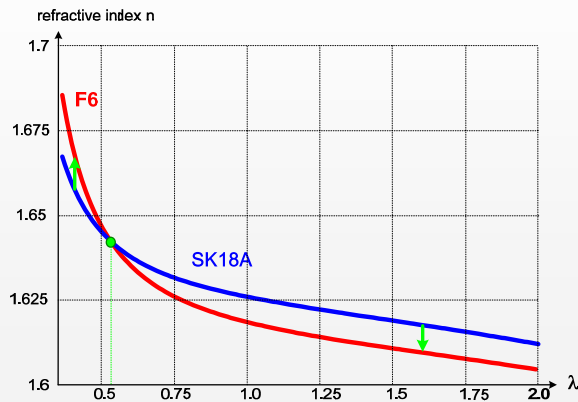
$$\frac{dn}{d\lambda} < 0$$

Typische Dispersionskurve:
 n_i beschreibt die Absorption



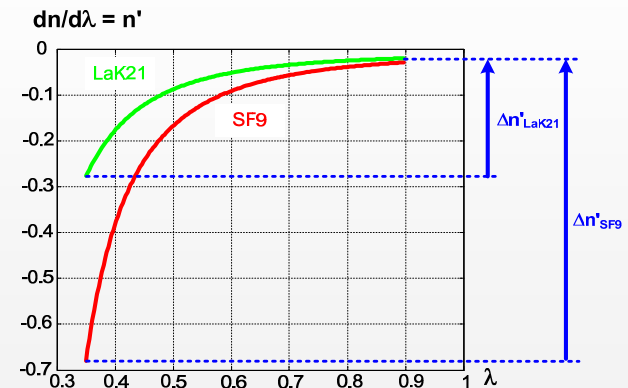
Dispersion

Zu beachten, wenn man unterschiedliche optische Materialien verwenden will:
 Brechzahlabhängigkeit für ein Flint- und Kronglas



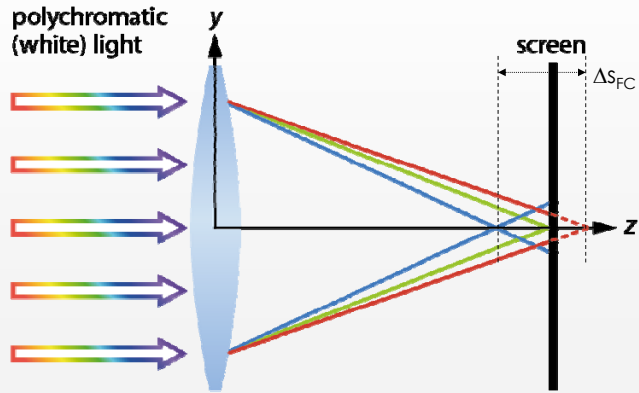
Dispersion

Dispersion für ein Flint- und eine Kronglas



Abbildungsfehler – Objektiv

Normale Glasdispersion einer Einzellinse :



Dispersion

Quantitative Beschreibung:

Zur Charakterisierung der Dispersion vergleicht man die Brechzahlen für drei Wellenlängen in der Mitte und an den Grenzen des visuellen Spektrums.

Übliche Wahl:

Daraus: normierte Differenz ('mittlere Steigung'): **Abbezahl**

Hauptwellenlänge	1. Sekundäre Farbe	2. Sekundäre Farbe
e 546.07 nm grün	F' 480.0 nm blau	C' 643.8 nm rot
d 587.56 nm gelb	F 486.1 nm blau	C 656.3 nm rot

$$v_e = \frac{n_e - 1}{n_{F'} - n_{C'}}$$

$$v_d = \frac{n_d - 1}{n_F - n_C}$$

Merke: Große Abbezahl bedeutet schwache Dispersion

Abbe Diagramm (n_d – v_d – Diagramm)

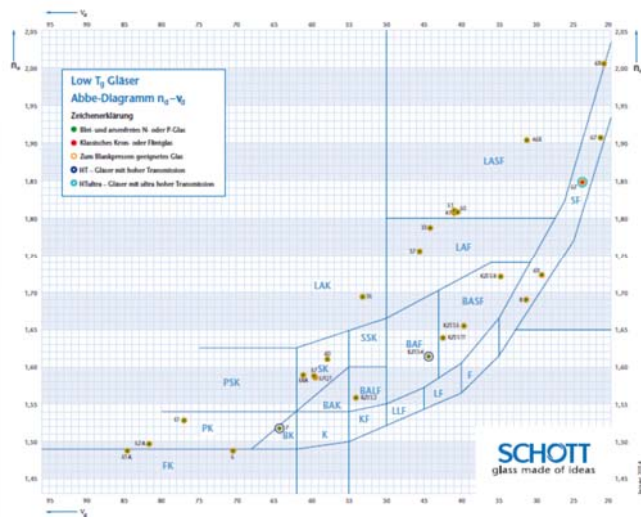


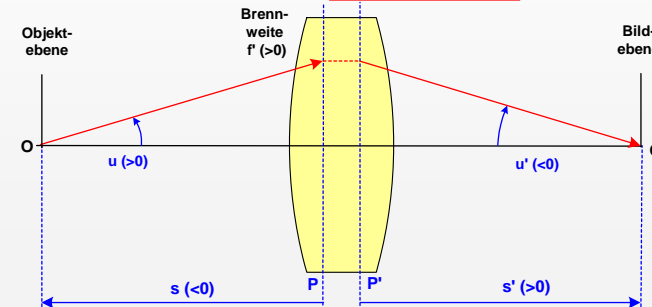
Abbildung einer Linse (Konvention 1):

Geometrisch-optische Konvention: s < 0 wenn Objekt links von der Linse liegt:

$$\frac{1}{f'} = \frac{1}{s'} - \frac{1}{s}; \quad \text{mit Abbildungsmaßstab/Vergrößerung } m : m = s' / s$$

Brennweite einer (dünnen) Linse:

$$\frac{1}{f'} = (n - 1) \cdot \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$



s' < 0, wenn das Objekt links von der Linse liegt (reelle Objektlage).

Vorzeichenregel für Schnittweiten und Winkel entsprechend Abbildung

Abbildung einer Linse (Konvention 1): (wie im Buch)

Geometrisch-optische Konvention: $s < 0$ wenn Objekt links von der Linse liegt:

Gesuchte Größe	Berechnungsformeln $\frac{1}{f'} = \frac{1}{s'} - \frac{1}{s}$ (A14)		
s	$s = \frac{s' \cdot f'}{f' - s'}$	$s = \frac{(1-m) \cdot f'}{m}$	$s = \frac{s'}{m}$
s'	$s' = \frac{s \cdot f'}{f' + s}$	$s' = f' \cdot (1-m)$	$s' = m \cdot s$
f'	$f' = \frac{s \cdot s'}{s - s'}$	$f' = \frac{s'}{1-m}$	$f' = \frac{s \cdot m}{1-m}$
$m = \beta$ (A15)	$m = \frac{s'}{s}$	$m = \frac{f'}{s + f'}$	$m = 1 - \frac{s'}{f'}$

Abbildung einer Linse (Konvention 2):

Übliche Abbildungsgleichungskonvention: $g > 0, b > 0$, wenn auf unterschiedlichen Seiten der Linse und beide positiv gerechnet

Gesuchte Größe	Berechnungsformeln $\frac{1}{f} = \frac{1}{g} + \frac{1}{b}$ (äquivalent zu A14)		
g	$g = \frac{bf}{b-f}$	$g = \frac{(m-1) \cdot f}{m}$	$g = \frac{-b}{m}$
b	$b = \frac{gf}{g-f}$	$b = f \cdot (1-m)$	$b = -g \cdot m$
f	$f = \frac{g \cdot b}{g+b}$	$f = \frac{g \cdot m}{1-m}$	$f = \frac{s \cdot m}{1-m}$
$m = \beta$ (A15)	$m = \frac{-b}{g}$	$m = \frac{f}{f-g}$	$m = 1 - \frac{b}{f}$

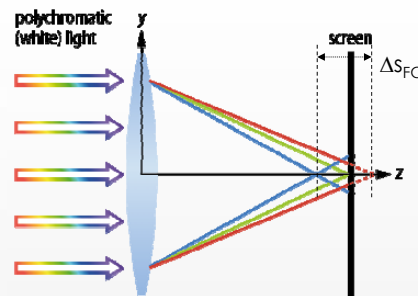
Berechnung chromatischer Abbildungsfehler einer Linse

$$\frac{d}{d\lambda} \left(\frac{1}{s_{FC}} \right) = \frac{d}{d\lambda} \left(\frac{1}{s'} \right) \approx \frac{\Delta}{\Delta\lambda} \left(\frac{1}{s'} \right)$$

$$\Delta \frac{1}{s'} = -\Delta n \left(\frac{1}{r_2} - \frac{1}{r_1} \right) = \frac{\Delta n}{n-1} \frac{1}{f}$$

$$\Delta s' = \frac{-\Delta n}{n-1} f (1-\beta)^2$$

$$\Delta s'_{F'..C'} = -f \frac{(1-\beta)^2}{\nu}$$

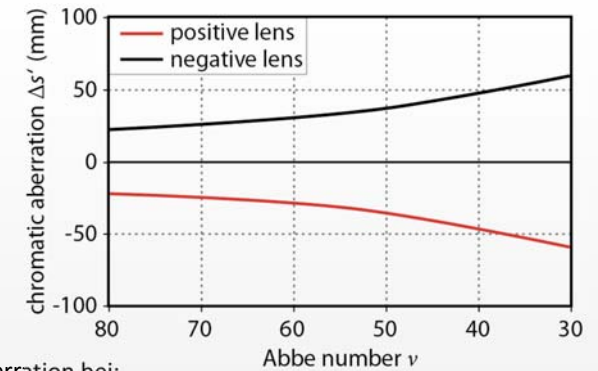


Berechnung dieser chromatischen Längsaberration in mm

- für positive und negative Brennweiten
- als Funktion der Abbe-Zahl bei einem Objektstand von $1,5 \cdot f$

Berechnung chromatischer Abbildungsfehler eines Objektivs

$$\Delta s'_{F'..C'} = -f \frac{(1-\beta)^2}{\nu}$$



Was lernen wir daraus?

Geringe chromatische Aberration bei:

- **Kleiner** Vergrößerung β (quadratisch!!)
- **Großer** Abbe-Zahl ν und **kleiner** Brennweite f
- Entgegengesetzte Wirkung für negative und positive Linse

Abbildungsfehler – Objektiv

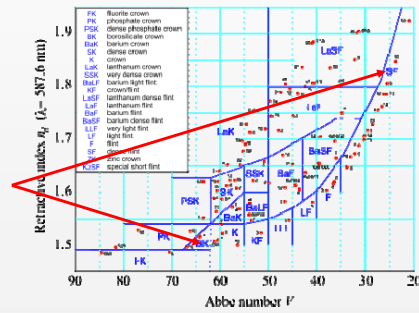
Was lernen wir daraus?

Entgegengesetzte Wirkung für negative und positive Linsen

$$\Delta s'_{F'..C'} = -f \frac{(1-m)^2}{v}$$

Idee ???

Kombination von zwei Gläsern/Linsen positiver und negativer Brennweite mit unterschiedlicher Dispersion, so dass Gesamtbrechkraft verbleibt



Abbildungsfehlerkorrektur – Achromat (Prinzip)

$$D_{tot} = \frac{1}{f_{tot}} = \frac{1}{f_{L1}} + \frac{1}{f_{L2}}$$

$$= (n_{L1} - 1) \left(\frac{1}{r_{L1,2}} - \frac{1}{r_{L1,1}} \right) + (n_{L2} - 1) \left(\frac{1}{r_{L2,2}} - \frac{1}{r_{L2,1}} \right)$$

$$D_{tot} = (n_{L1} - 1) K_{L1} + (n_{L2} - 1) K_{L2}$$

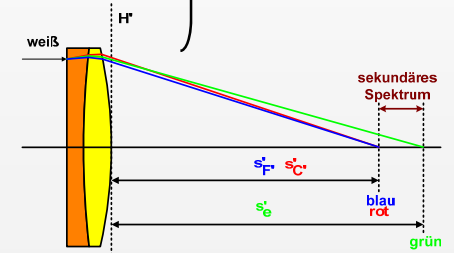
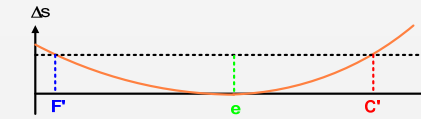
Achromasiebedingung

$$\frac{f_{L2}}{f_{L1}} = -\frac{\nu_{L1}}{\nu_{L2}}$$

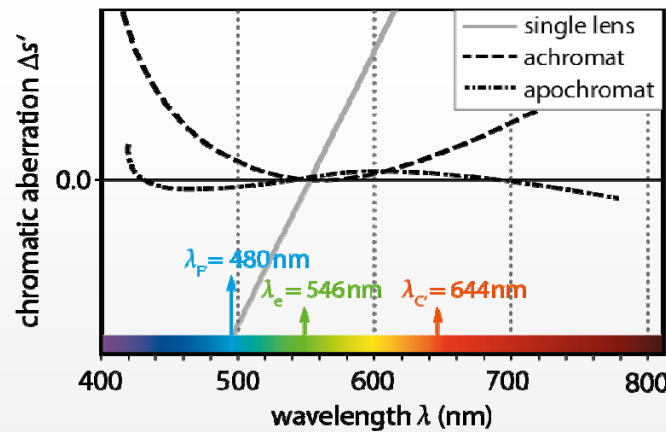
$$\frac{d}{d\lambda} D_{tot} = \frac{d}{d\lambda} [(n_{L1} - 1) K_{L1} + (n_{L2} - 1) K_{L2}] = 0$$

$$\frac{dn_{L1}}{d\lambda} K_{L1} + \frac{dn_{L2}}{d\lambda} K_{L2} = 0$$

$$dn_{L1,2} \approx \Delta n_{L1,2} \approx n_{F'} - n_{C'}$$



Abbildungsfehlerkorrektur – Objektiv



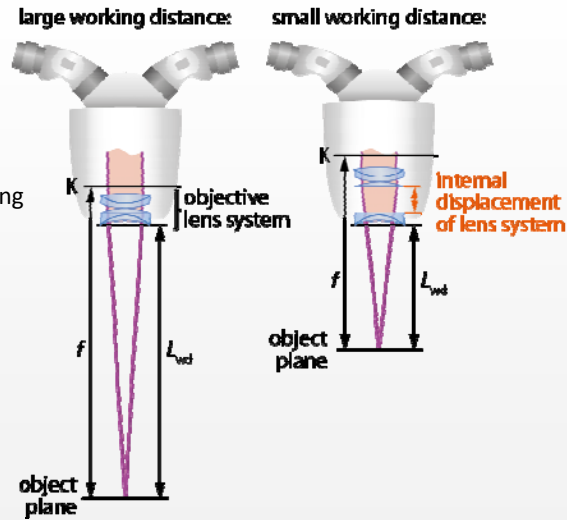
Farblängsfehler Δs' (entspricht Δs'_{FC'}) für einzelne Linse (a), Achromaten (b) und Apochromaten (c) (nach Bergmann-Schäfer, Teil 3)

Design-Herausforderung #2:
Variabler Arbeitsabstand (Varioskop)

Varioskop

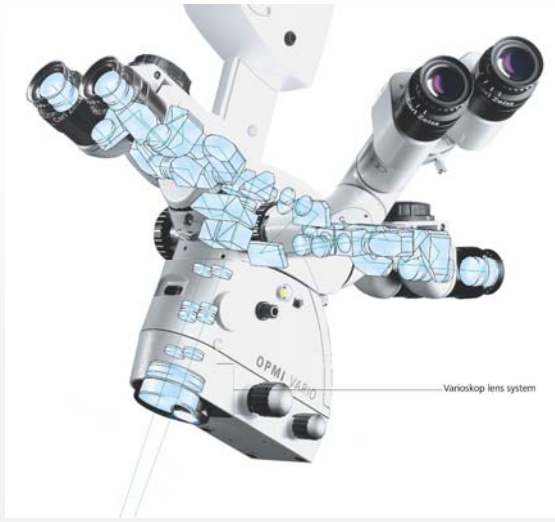
Varioskop Optik erlaubt schnell den Arbeitsabstand zu verändern:

- Arbeitsabstand L_{wd} wird geändert ohne Beeinflussung der Fokusweite
- f immer größer als L_{wd}



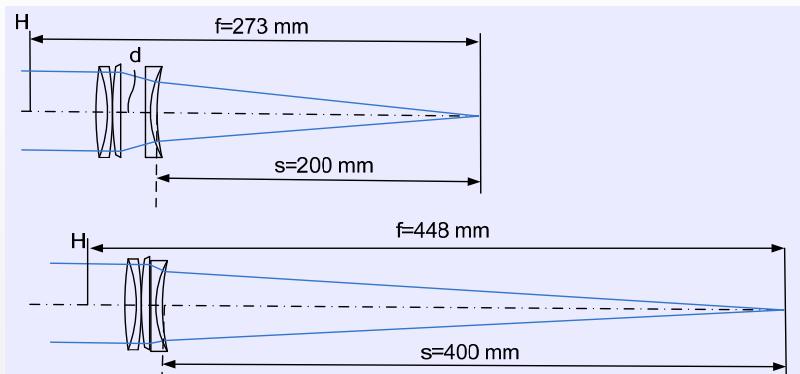
Varioskop

- Apochromatische Optik
- 1:6 Zoomsystem
- Flexible and ergonomische Positionierung der Okulare
- Integration der Beleuchtung



Varioskop

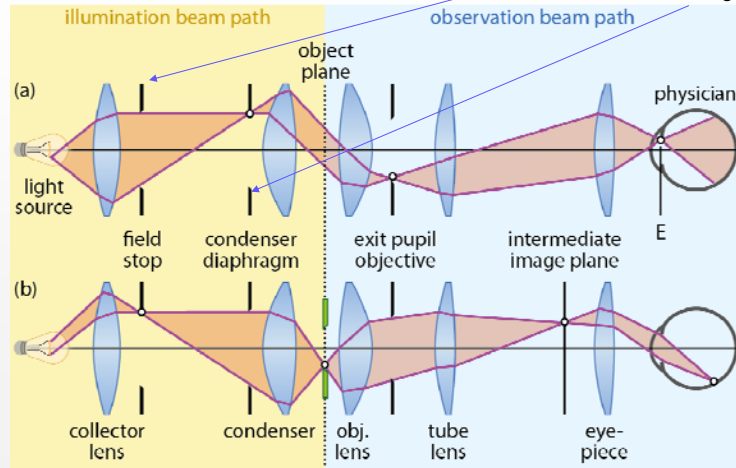
Prinzip des Varioskops:



Design-Herausforderung #3: Beleuchtung

Mikroskop-Beleuchtung

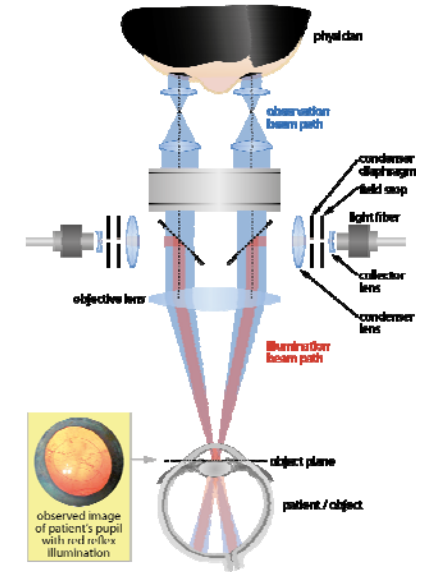
Typisches Prinzip: Köhlersche Beleuchtung Leuchtfeldblende Helligkeitsblende



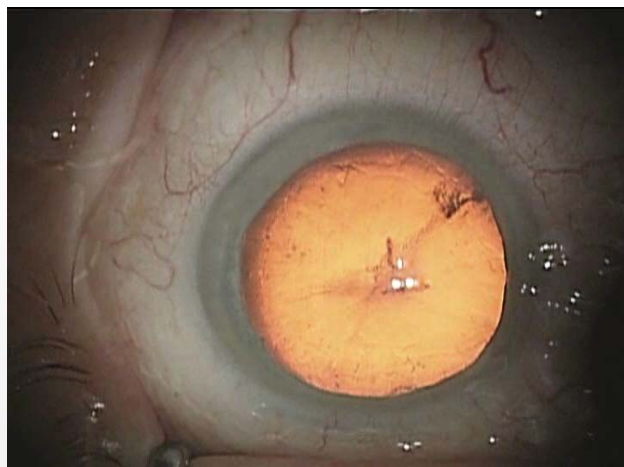
Mikroskop-Beleuchtung

Red-Reflex-Beleuchtung in der Ophthalmologie

→ Nutzung von einfallendem und gestreutem Licht!

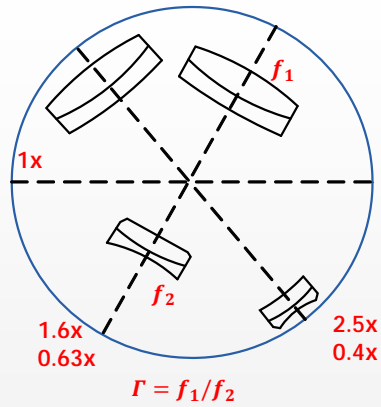


Mikroskop-Beleuchtung



Design-Herausforderung #4:
Variable Vergrößerung
(Zoom-Systeme)

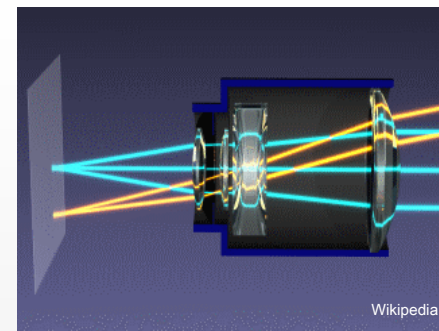
Vergrößerungssysteme



- 5 Stufen Vergrößerungswechsler:**
- Zwei Galilei-Fernrohr-System in einer Trommel
 - Vergrößerung 2,5x, 1,6x, 1x
 - Damit insgesamt 5 Vergrößerungen:
 - 1x
 - 2,5x
 - 1,6x
 - 0,63x = 1/1,6x
 - 0,4x = 1/2,5x

$$\beta_{tot} = \frac{f_{tub}}{f_{ep}} \Gamma \frac{s_{nv}}{f_{obj}} = \frac{f_{tub}}{f_{obj}} \Gamma \beta_{ep}$$

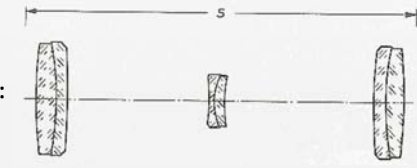
Vergrößerungssysteme



Modell-System für das Zoom-Prinzip

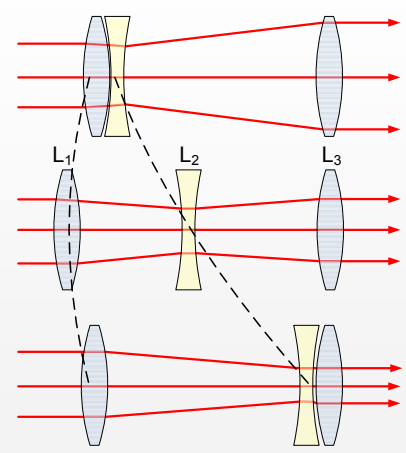
Bestehend aus drei Linsengruppen, hier aber ein **finit-infinit-System** wie es in der Photographie zur Anwendung kommt.

Zoom-System (Pankrat)
Bestehend aus drei Linsengruppen:



Vergrößerungssysteme

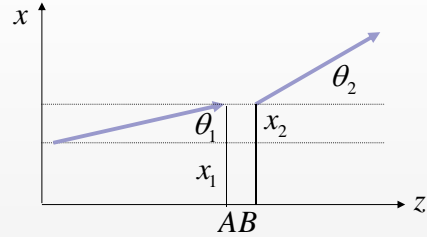
- L₁ = Frontlinse, Kompensator (positiv)
- L₂ Variator (negativ)
- L₃ feste Relay-Optik (positiv)
- Es gilt : -f₂ < f₁, f₂.
- Der Variator L₂ ist beliebig (unabhängig) zu schieben.
- Der Kompensator L₁ bewegt sich auf einer komplexen, nichtlinearen Kurve → schwierige mechanische Realisierbarkeit
- Das System ist afokal.



Einschub:
Wie kann man so etwas berechnen ?
Matrizen-Optik

Matrizenoptik – ABCD Matrizen

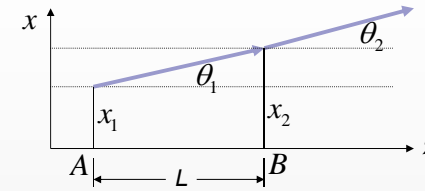
- Ausbreitung in einem Punkt A auf der optischen Achse (**paraxiale Näherung**)
- Wird vollständig beschrieben durch Abstand und Winkel relativ zur optischen Achse.



$$\vec{s}_1 = \begin{pmatrix} x_1 \\ \theta_1 \end{pmatrix}$$



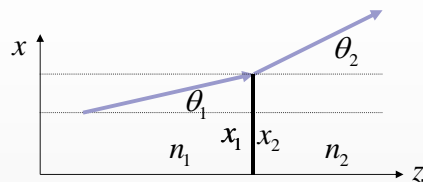
Matrizenoptik – Translationsmatrix für freien Raum



$$\begin{aligned} x_2 &= 1 \cdot x_1 + L \cdot \theta_1 \\ \theta_2 &= 0 \cdot x_1 + 1 \cdot \theta_1 \end{aligned}$$

$$\vec{s}_2 = \begin{pmatrix} 1 & L \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \vec{s}_1 = M_{\text{Freiraum}} \cdot \vec{s}_1$$

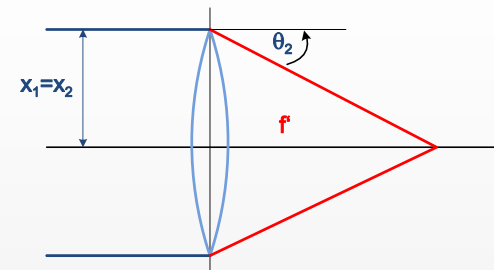
Matrizenoptik – Brechung an ebener Fläche



$$\begin{aligned} x_2 &= 1 \cdot x_1 + 0 \cdot \theta_1 \\ \theta_2 &= 0 \cdot x_1 + \frac{n_1}{n_2} \cdot \theta_1 \end{aligned}$$

$$\vec{s}_2 = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & \frac{n_1}{n_2} \end{pmatrix} \cdot \vec{s}_1 = M_{\text{Ebene Fläche}} \cdot \vec{s}_1$$

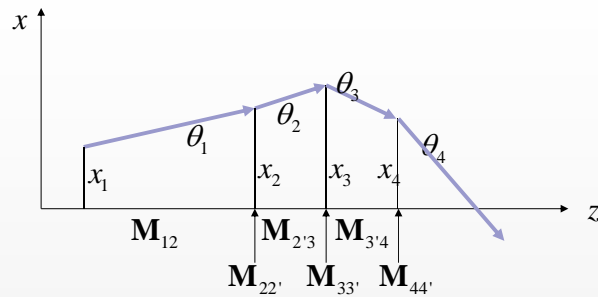
Matrizenoptik – Dünne Linse



$$\begin{aligned} x_2 &= 1 \cdot x_1 + 0 \cdot \theta_1 \\ \theta_2 &= -\frac{1}{f} \cdot x_1 + \theta_1 \\ \text{oBdA: } \theta_1 &= 0 \end{aligned}$$

$$\vec{s}_2 = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\frac{1}{f} & 1 \end{pmatrix} \cdot \vec{s}_1 = M_{\text{Dünne Linse}} \cdot \vec{s}_1$$

Matrizenoptik – ABCD Matrizen



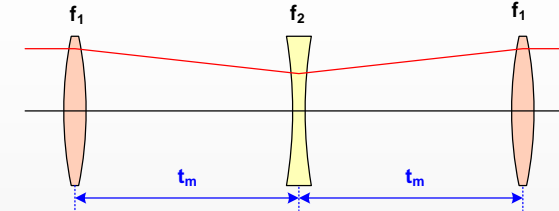
$$\vec{s}_5 = [M_{44'} \cdot M_{3'4} \cdot \dots \cdot M_{12}] \cdot \vec{s}_1$$

Gesamtsystem allgemein

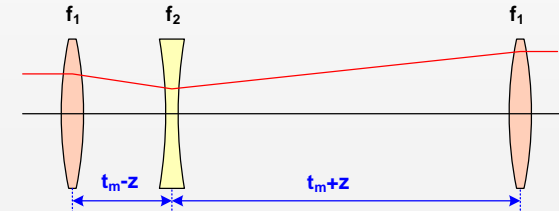
$$\vec{s}_{Eingang} = \left[\prod_i M_i \right] \cdot \vec{s}_{Ausgang}$$

Zoom 3-Linser

a) symmetrical zoom position : $\Gamma = 1$



b) asymmetrical zoom position : $\Gamma < 1$



Vorgehensweise Berechnung Zoom System 3-Linser (I)

Allgemeine Matrixgleichung für das System:

$$\Phi_i = 1/f_i \quad \begin{pmatrix} A_m & B_m \\ C_m & D_m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\Phi_1 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & t_m \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\Phi_2 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & t_m \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\Phi_1 & 1 \end{pmatrix}$$

$$C_m = -2\Phi_1 - \Phi_2 + t_m \cdot (2\Phi_1^2 + 2\Phi_1\Phi_2) - t_m^2\Phi_1^2\Phi_2$$

Für den Winkel des Strahls hinter dem System gilt: $\theta_2 = C_m x_1 + D\theta_1$

Die Afokalitätsforderung lautet: $\theta_2 = 0$ wenn $\theta_1 = 0$ für beliebige x: $\rightarrow C_m = 0$

Aus $C_m = 0$ folgt eine quadratische Gleichung für den Abstand t_m :

$$t_m = \frac{\Phi_1^2 + \Phi_1\Phi_2 \pm \Phi_1^2}{\Phi_1^2\Phi_2}$$

$$\Rightarrow t_{m1} = \frac{2\Phi_1 + \Phi_2}{\Phi_1\Phi_2} = f_1 + 2f_2$$

Vorgehensweise Berechnung Zoom System 3-Linser (II)

Die Systemmatrix lautet im **asymmetrischen Fall** mit $d_1 = 0$:

$$\begin{pmatrix} A_a & B_a \\ C_a & D_a \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\Phi_1 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & t_a \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\Phi_1 - \Phi_2 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} 1 - t_a \cdot (\Phi_1 + \Phi_2) & t_a \\ -2\Phi_1 - \Phi_2 + t_a\Phi_1 \cdot (\Phi_1 + \Phi_2) & 1 - t_a\Phi_1 \end{pmatrix}$$

Der afokale Fall liefert mit $C_a = 0$ den Abstand und die Baulänge:

$$L = d_2 = t_a = \frac{2f_1f_2 + f_1^2}{f_1 + f_2}$$

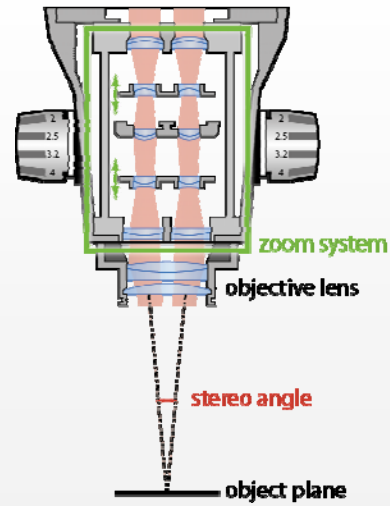
Die Fernrohrvergrößerung lautet in dieser Stellung:

$$\Gamma = \frac{\theta_2}{\theta_1}$$

$$\Gamma = D_a = 1 - t_a\Phi_1 = -\frac{f_2}{f_1 + f_2}$$

Vergrößerungssysteme

- Reale Zoom-Systeme benutzen 4 oder 5 Linsen, wobei die erste und die letzte Linse eine fixe Position haben
- Design: Prinzipiell gleiche Rechnung wie bei 3 Linsen → siehe Übungsaufgabe

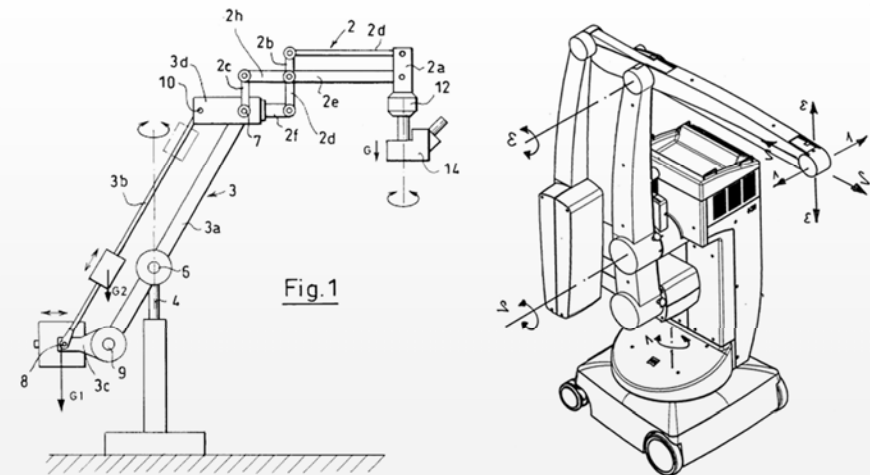


Design-Herausforderung #5: Aufhängung / Stativ

Aufhängung / Stativ



Aufhängung / Stativ



Aufgaben

P6.1 Loupes

- Derive Eq. (6.1) using the geometry shown in Figure 6.1.
- Calculate the magnification of a loupe which consists of a thin lens with a focal length of $f' = 25$ mm. Please consider the following cases
 - Alter the distance L_{LP} between the observer's eye and the loupe from $L_{LP} = 0$ to 100 mm.
 - Place an object in the focus of the lens. How does the resolution of the eye change? At first, determine the magnification and resolution of an eye without visual aids for the near point at the typical near viewing distance $s_{nv} = 250$ mm. At this distance from the loupe, the eye has a focal length of 17 mm. The density of cones in the fovea is approx. 100 /mm.
 - Why are loupes with a magnification of 100x not available? Where is the limit?
- The field of view d_{fov} of a simple magnifier lens can be calculated via

$$d_{fov} = \frac{d_L}{L_{LP} \cdot \mathcal{D}_L^*} \quad (6.79)$$
 in which \mathcal{D}_L^* is the effective optical power of a magnifier lens given by

$$\mathcal{D}_L^* = \frac{\mathcal{D} - 1/s}{1 - L_{LP}/s} \quad (6.80)$$
 Derive Eq. (6.79) and determine an approximation for d_{fov} as a function of only the power of the lens.
- Calculate the parameters of Table 6.1 for a bi-convex spherical lens with a refractive index of $n = 1.7$. Is the assumption of a thin lens justified? What differences can you observe?
- How can β_L and d_{fov} be derived for each magnifier lens with \mathcal{D}_L and d_L given an optimum working condition?

Aufgaben

$$\beta_L = \frac{\tan \gamma'}{\tan \gamma} = -\mathcal{D}_L s_{ref} + A_{set} s_{ref} (1 - \mathcal{D}_L L_{LP}) \quad (6.1)$$

Table 6.1 Parameter sets of aspheric magnifier loupes (see also Problem P6.1). \mathcal{D}_L denotes the refractive power of the loupe, β_L the loupe magnification, $\beta_{L,nominal}$ the nominal loupe magnification, s the object distance, L_{LP} the distance between the principal points of the eye and loupe, d_L the lens diameter, and d_{fov} the field of view. Courtesy of Carl Zeiss.

\mathcal{D}_L (D)	$\beta_{L,nominal}$	Optimum working condition		β_L	d_L (mm)	d_{fov} (mm)
		s (mm)	L_{LP} (mm)			
6	1.5	145	185	2.1	100	90
8	2.0	110	220	2.7	85	50
12	3.0	70	210	3.5	70	30
16	4.0	55	130	3.25	60	30
20	5.0	40	90	3.1	55	28

Aufgaben

P6.2 Stereoscopic vision:

An observer has an interupillary distance of PD = 62 mm. He uses a binocular telescope with 8x30 magnification whose objective lenses are separated from each other at a distance of 115 mm. How much is the stereoscopic vision improved compared to the case of a "naked" eye without visual aids? Compare the minimum stereo angles ϵ_{min} for both cases.

P6.3 Stereoscopic depth perception:

Why is the stereoscopic depth perception an important quantity in microsurgery? Please refer to the diameter of the nerve fibers, blood vessels, and so on. Compare the stereoscopic depth perception of eyes without visual aids and surgical microscopes. Typical parameters of surgical microscopes are:

$$\begin{aligned} \epsilon_{min} &= 48.5 \times 10^{-5} \text{ rad,} \\ b &= 26 \text{ mm,} \\ f_{obj} &= 200\text{--}400 \text{ mm,} \\ f_{sub} &= 125 \text{ mm,} \\ f_{ep} &= 20 \text{ mm, and} \\ \Gamma &= 0.4 \text{ to } 1. \end{aligned}$$

Aufgaben

P6.4 Achromat design

- An achromatic lens system shall be designed for the focal length $f = 300$ mm with crown glass N-FK51A for the (front) positive element and flint glass N-SF6 for the negative element (Table 6.9). The cemented surface should be planar. Calculate the focal lengths and the radii of curvature of the two partial lens elements.
- How large is the distance of the yellow ($\lambda = 587$ nm) from the blue/red ($\lambda = 486$ nm / $\lambda = 656$ nm) image plane (secondary chromatic aberration)? How large is the distance between the red and yellow image plane for a simple lens made of the glass K7? Where does the image for the blue wavelength lie in this case? How large is the relative improvement in the axial chromatic difference overall?

Table 6.9 Data of optical glasses. The refractive indices are given for the wavelengths 486, 587, and 656 nm. ν denotes the Abbe number. Data taken from [9].

Type of glass	$n(486 \text{ nm})$	$n(587 \text{ nm})$	$n(656 \text{ nm})$	ν
N-FK51A	1.490 56	1.486 56	1.484 80	84.47
N-SF6	1.827 83	1.805 18	1.796 08	25.36
K-7	1.517	1.511 12	1.508 54	60.41
N-KZFS11	1.648 28	1.637 75	1.633 24	42.41

Note, that here the Abbe number

$$\nu_d = \frac{n(587 \text{ nm}) - 1}{n(486 \text{ nm}) - n(656 \text{ nm})} = \frac{n_d - 1}{n_F - n_C}$$

is given.