

8. Endoskopie, Faser und Mikro-Optik

8.1 Endoskopie

8.2 Lichtleitfasern

8.3 Mikrooptik / Beugung

8. Endoskopie, Faser und Mikro-Optik

8.1 Endoskopie

8.2 Lichtleitfasern

8.3 Mikrooptik / Beugung

Endoskopie = Blick in das Innere

400 v.Chr.	Hippokrates beobachtet Darmausgang mit Spekulum
1795,1806	P. Bozzini: Beleuchtungsapparat (Kerzenlichtleiter) für Gebärmutterhalsuntersuchungen
1867	A.J. Desormeau, F.R. Cruise: Gasbogenlampe für Uterus, Rachen, Kehlkopf und Luftröhre
1868	A. Kussmaul stellt erste Gastroskopie (Magenspiegelung) (Schwertschlucker)
1877	M. Nitze und J. Leiter: erste Harnröhrenuntersuchung
1902	Kelling: erste Laparoskopie
1922	R. Schindler: erstes starres Gastroskop
1924	Zollikofer: Pneumoperitoneum (Aufblähen des Bauchraumes)
1932	G. Wolf (R. Wolf): erstes halbflexibles Gastroskop
1958	Basil Hiroshowitz: erstmalige Bildübertragung mit Faserbündeln
1959	Harold H. Hopkins patentiert Stablinsen zur Bildübertragung
1963	Karl Storz kombiniert Stablinsen zur Bildübertragung mit Faserbündel zur Beleuchtung
1987	Videoendoskop (Kamera am Okular)
1990	Stereo(3D)-Endoskopie
1992	Videoendoskop (Kamera im Körper)
1996	Photodynamische Diagnostik und Therapie

Anforderungen:

- **Kleiner Durchmesser**
- **Beleuchtung**
- **Abbildung**

Endoskop nach Kußmaul (1868)
(Quelle: archsurg.ama-assn.org)

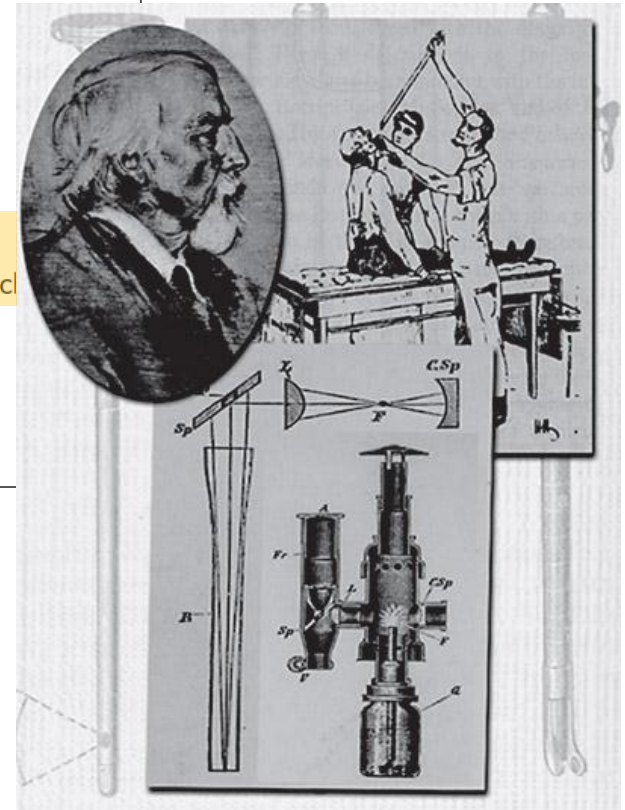
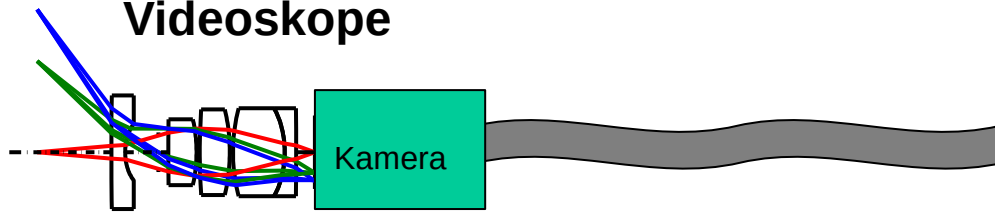
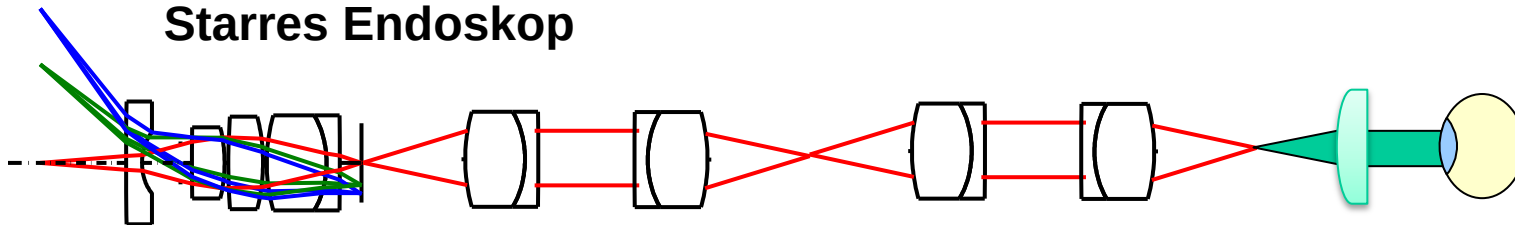


Abbildung durch kleinen Bildkanal → Abbildung über **Zwischenbild**

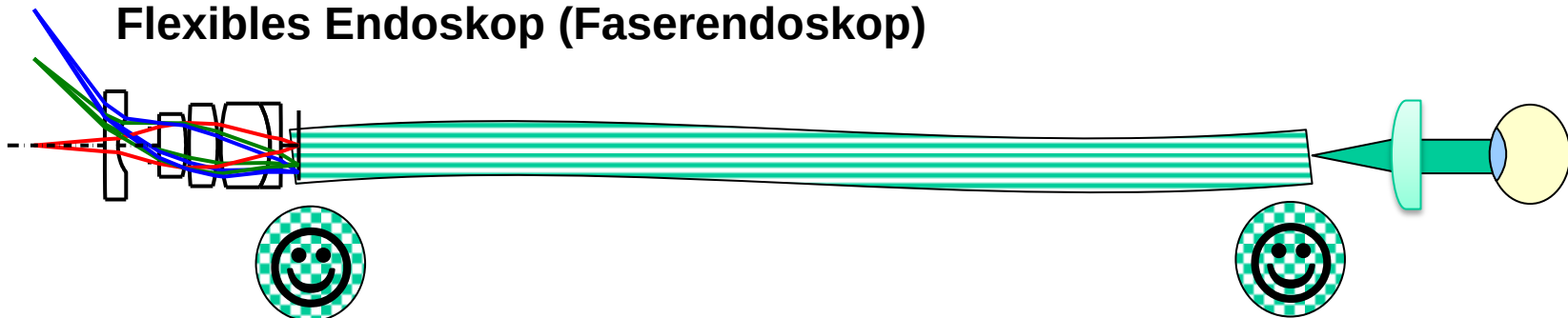
Videoskope

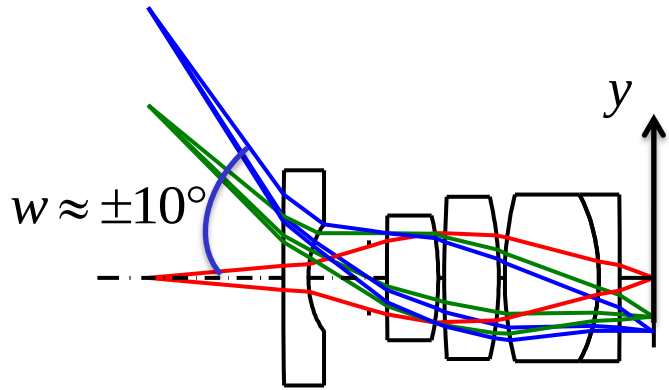


Starres Endoskop



Flexibles Endoskop (Faserendoskop)





Grundüberlegungen:

→ Bilddurchmesser = ca. Endoskopdurchmesser)

$$y' \approx \pm 1mm \quad \rightarrow \text{Max. Öffnung: } d_{EP} \approx 2mm$$

→ Gewünschtes Objektfeld (Field of View)

$$w \approx \pm 10^\circ \approx 0.17rad \quad y' = f \cdot w = -f' \cdot w \quad \Rightarrow \quad \text{Brennweite } f \approx 5.7mm$$

Vgl. (2.10)

⇒ Öffnungszahl
Blendenzahl

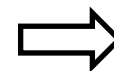
$$k = \frac{f'}{d_{EP}} = \frac{1}{2 \cdot NA} \quad (8.1)$$

$$\Rightarrow k = \frac{1}{2 \cdot w} \approx 2.9 \quad NA = w \approx 0.17$$

⇒ Auflösung im
Bild (Pixel)

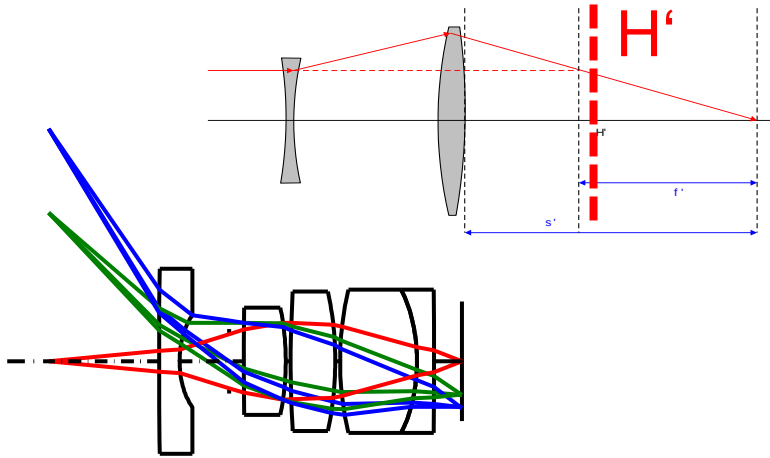
$$\Delta y \approx 0.61 \frac{\lambda}{NA} = 0.61 \cdot \frac{\lambda}{w}$$

$$\Delta y \approx 1.8\mu m$$



Anzahl N übertragbarer
Pixel ist limitiert
und skaliert mit
Durchmesser d

$$N \approx \frac{d}{\Delta y}$$



Design mit kleiner Brennweite:

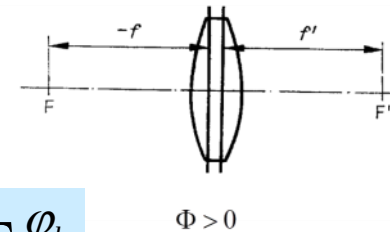
➔ **Retrofokus-Aufbau für Frontobjektiv**
(um Platz zum Detektor zu schaffen)

Relay-Optik (für starre Endoskope)

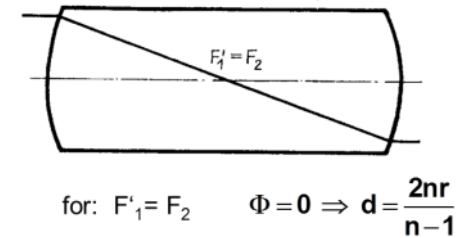
- ➔ Problem: Viele Positiv-Linsen
- ➔ Erinnerung: Bildfeldwölbung
- ➔ **Stablinsen** (Breckkraftlos)

$$\frac{1}{R_p} = -\sum_k \frac{\varphi_k}{n_k}$$

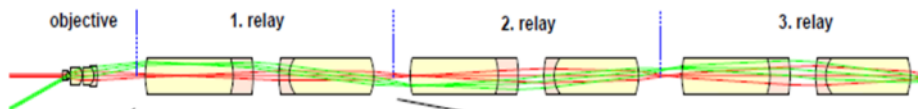
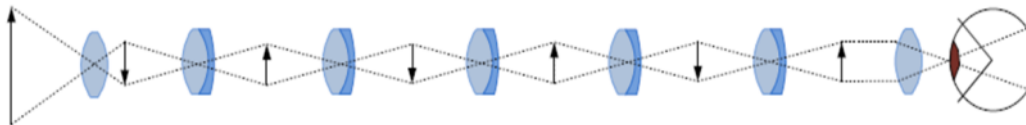
Symmetrische Bikonvexlinse



Stablinse (Teleskoplins)



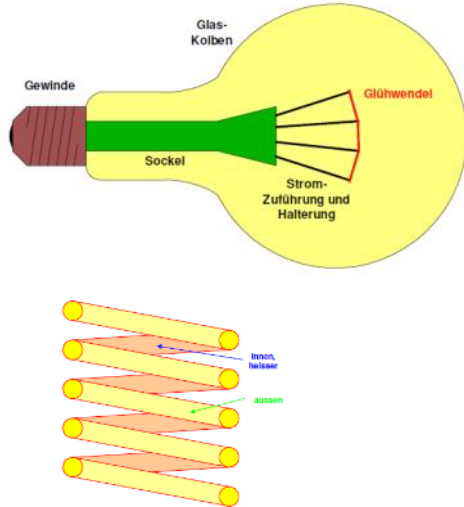
Endoskope:



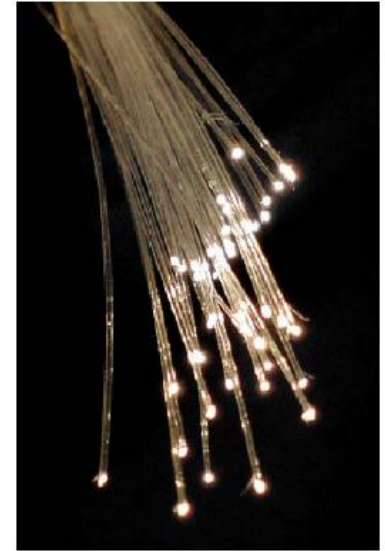
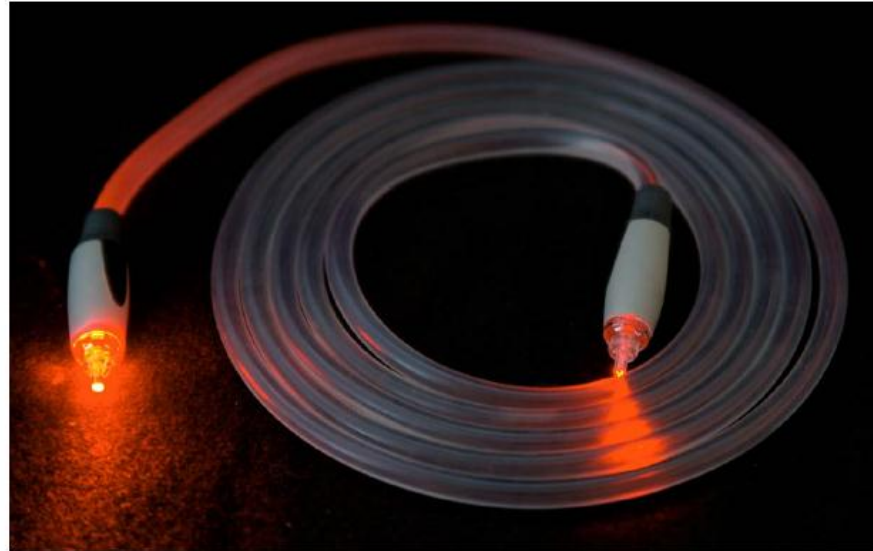
Beleuchtung in der Endoskopie



Glühlampe: (Warmlichtquelle)



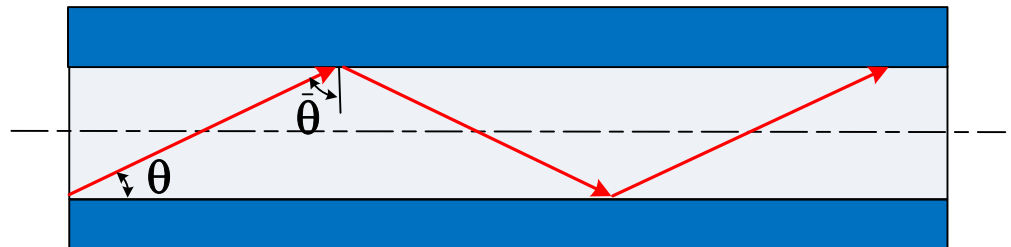
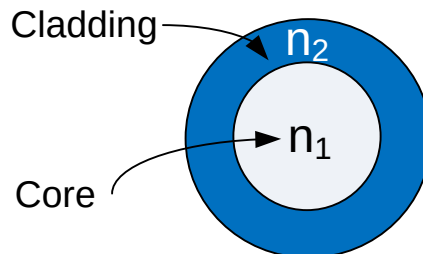
Lichtleitfaser: (Kaltlichtquelle)



Prinzip Lichtleitfaser → Totalreflexion

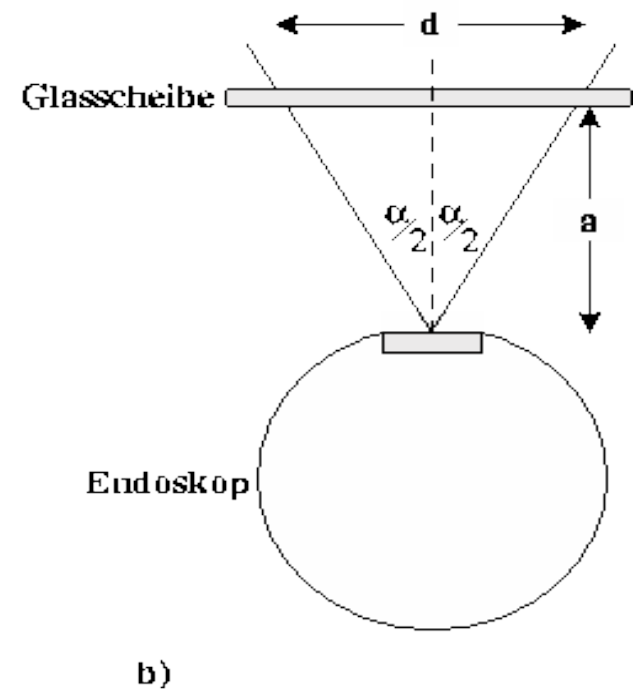
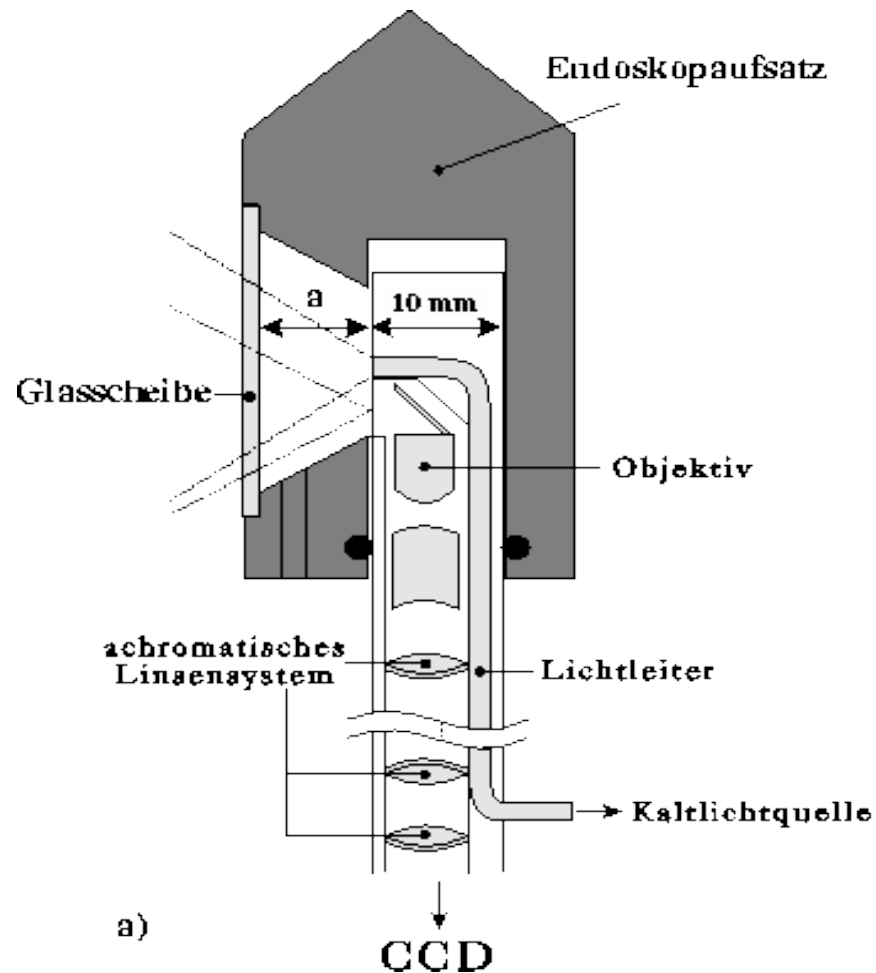
© http://en.wikipedia.org/wiki/Optical_fiber

GTO-09-2: 22

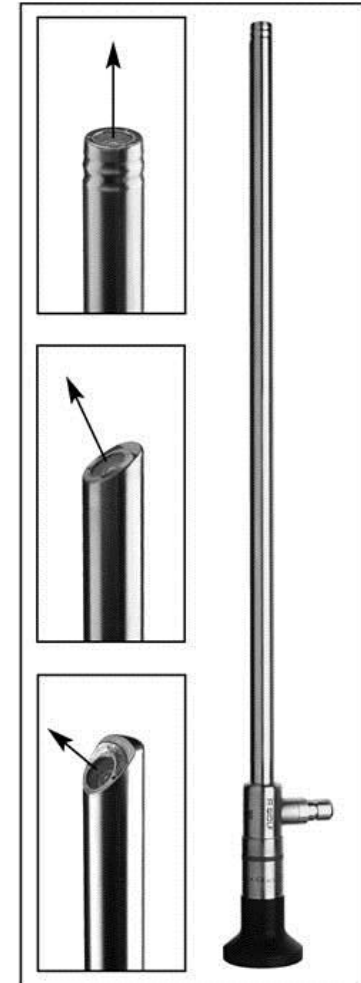
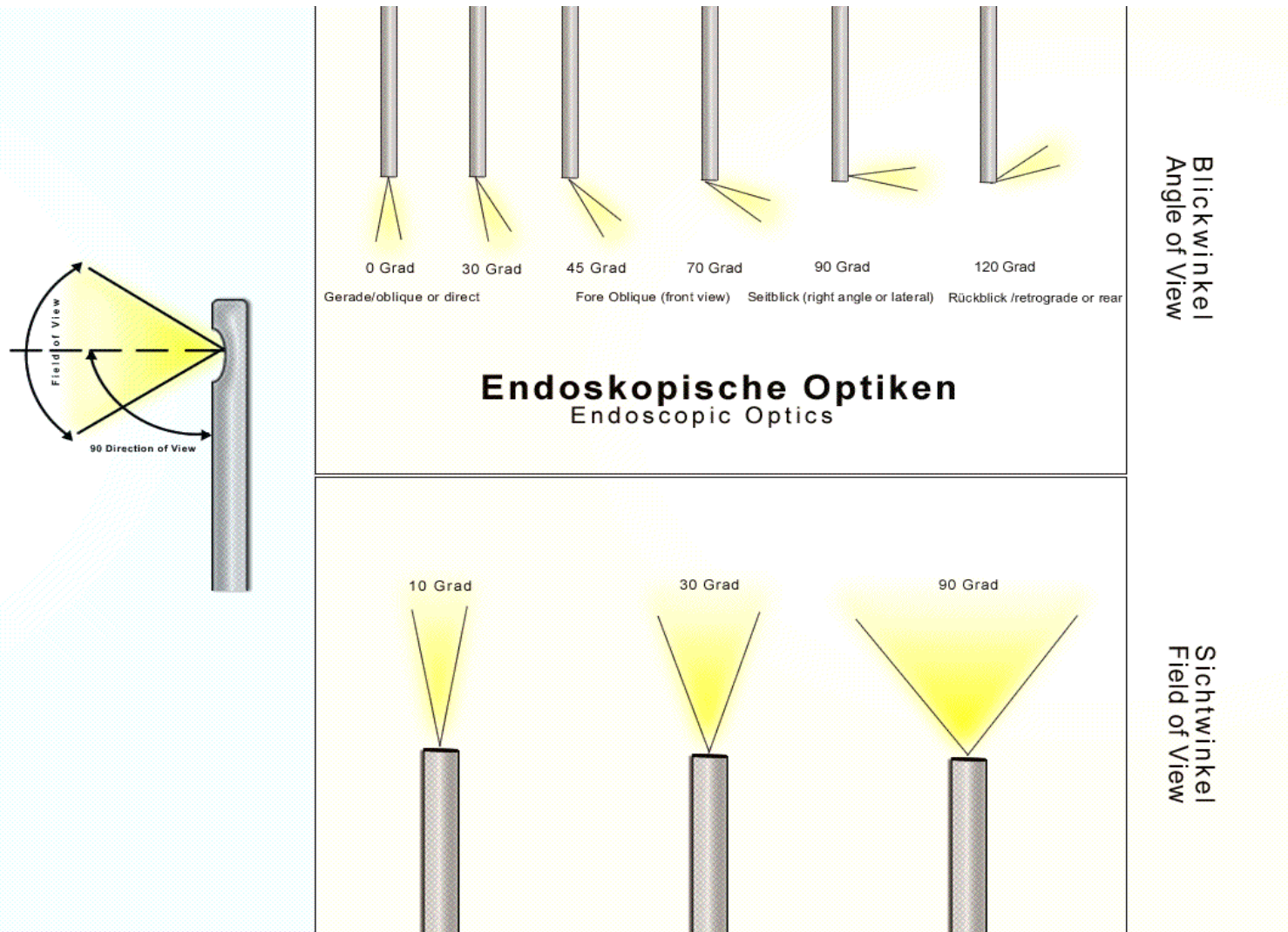


Starres Endoskop



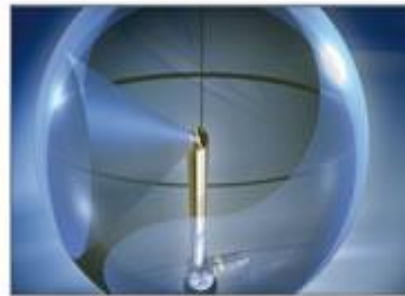


Blickwinkel und Sichtwinkel in Endoskopen



Optische Lösung

→ z.B. Endocameleon
(Karl Storz)



ENDOCAMELEON® Laparoskop
mit variabler Blickrichtung –
3D-Darstellung



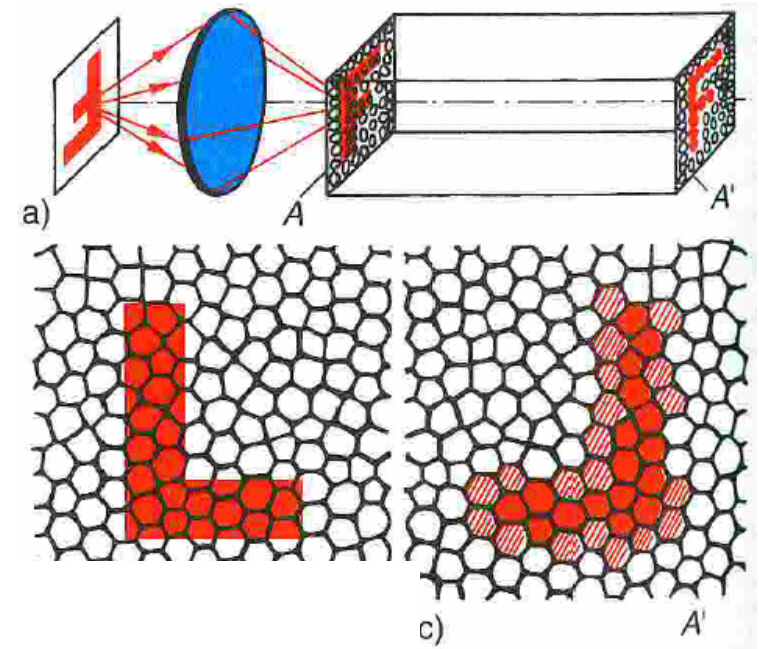
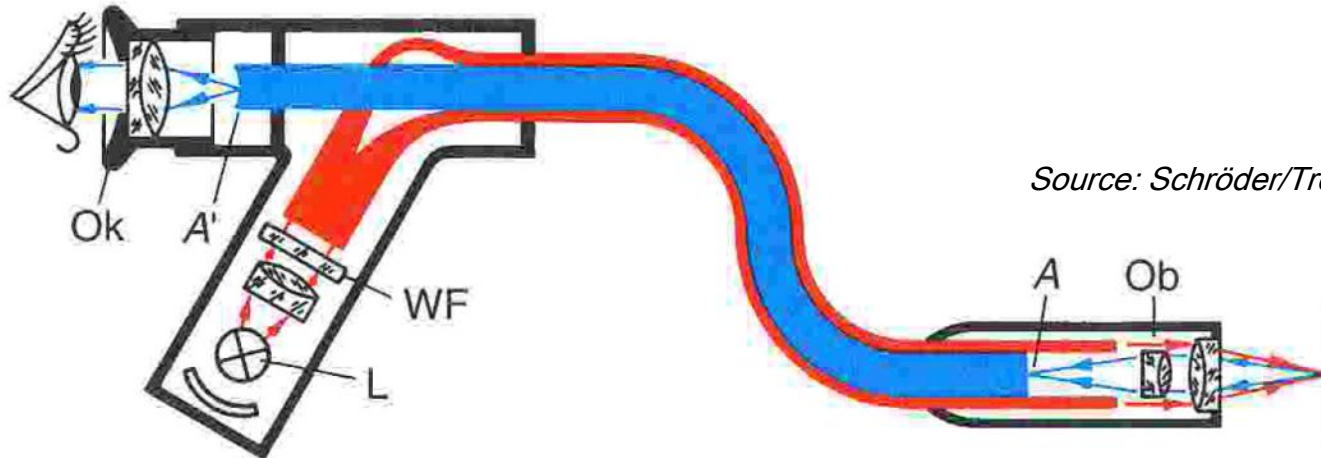
Quelle: Karl Storz

Geordnetes Faser-Bündel für Abbildung

- Auflösung durch Anzahl Fasern begrenzt

Anwendung: z.B. Endoskope

- L: Lichtquelle, WF: Wärme-Filter, Ob: Objektiv, Ok: Okkular

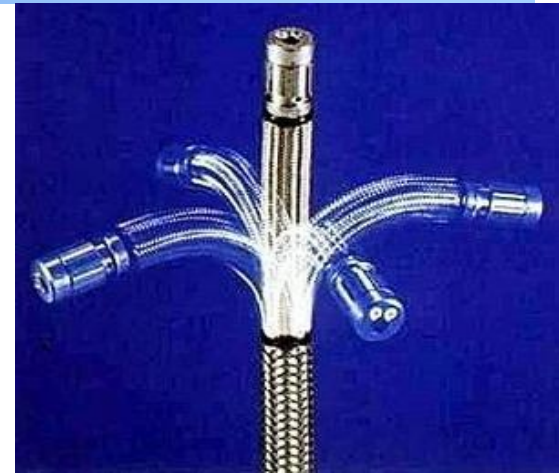


Source: Schröder/Treiber, Technische Optik

Faser Endoskop mit flexibler Spitze



Faser-Endoskop mit flexibler Spitze Problem: Mechanische Aktorik



<http://www.directindustry.de/prod/richard-wolf-gmbh/flexible-endoskope-24357-212992.html>



http://emos-berlin.de/Forschung/Endoskop_flexible_Spitze.html

Operationssaal im “Kleinen:

- Beleuchtung
- Abbildung
- Diagnose
- Instrumente

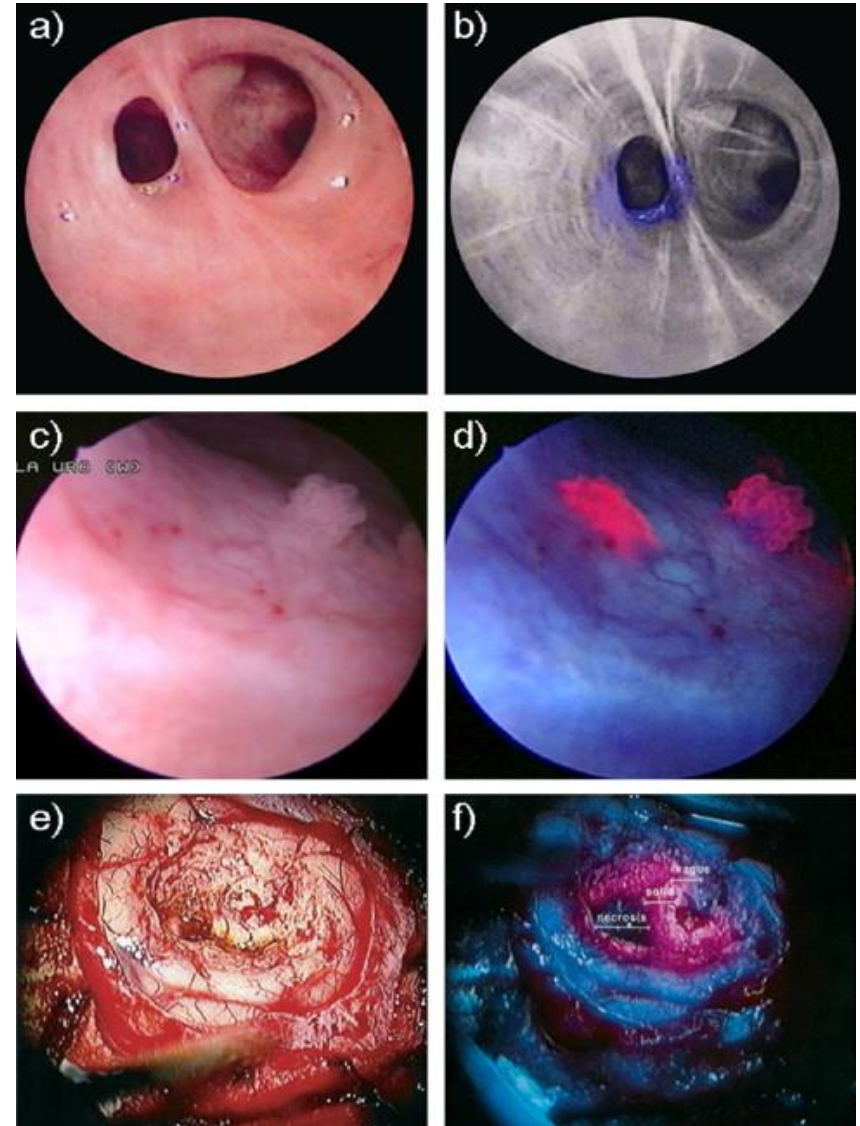


Bilder: Karl Storz



**Endoskope lassen sich
mit Fluoreszenz (PDD) und
Spektroskopischen Methoden
kombinieren:**

z.B.: Fluoreszenz-Diagnose



Links ohne Fluoreszenz, rechts mit Fluoreszenz

<http://ars.sciencedirect.com/content/image/1-s2.0-S1615161508000720-gr3.jpg>

Stereo Endoskope



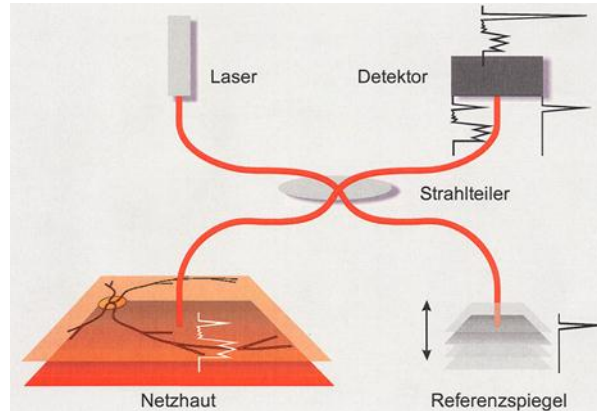
<http://his.anthropomatik.kit.edu/english/174.php>



<http://www.klinikum-fuerth.de/hn/medizin-amp-pflege/urologie/3-d-kameratechnik/>

OCT-Sonden lassen sich kompakt mit Faseroptik gestalten.

➔ Kombination mit Endoskopen



augenlinik.uk-wuerzburg.de

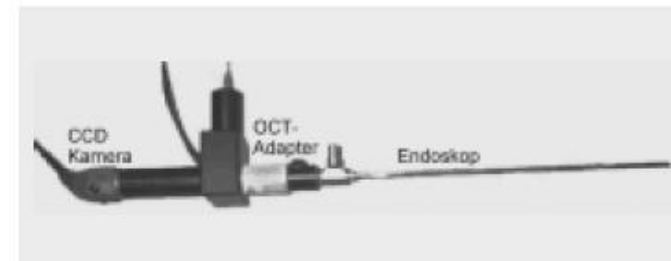
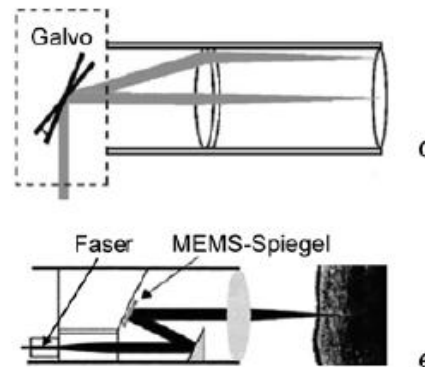
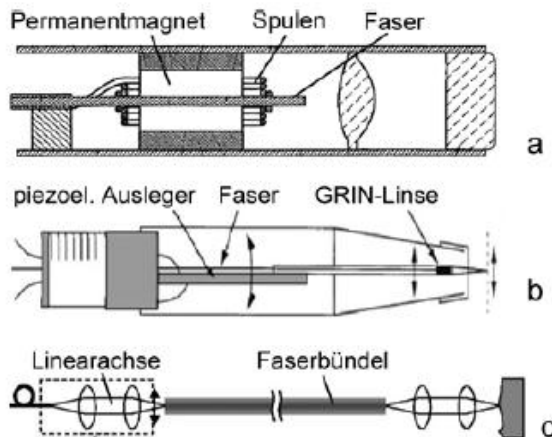


Abb. 2: Von MLL und Wolf entwickeltes 4 mm Cystoskop für die OCT-Diagnose von Harnblasentumoren

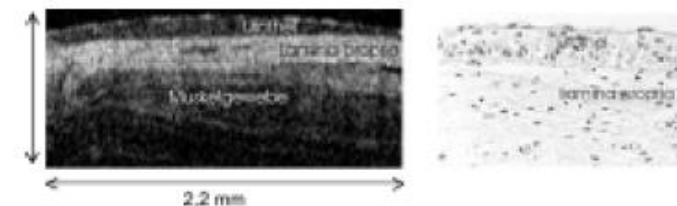


Abb. 3: Vergleich von endoskopischem OCT-Bild (links) und Histologie bei gesundem Urothel (rechts)

Kombination Endoskopie und Mikroskop

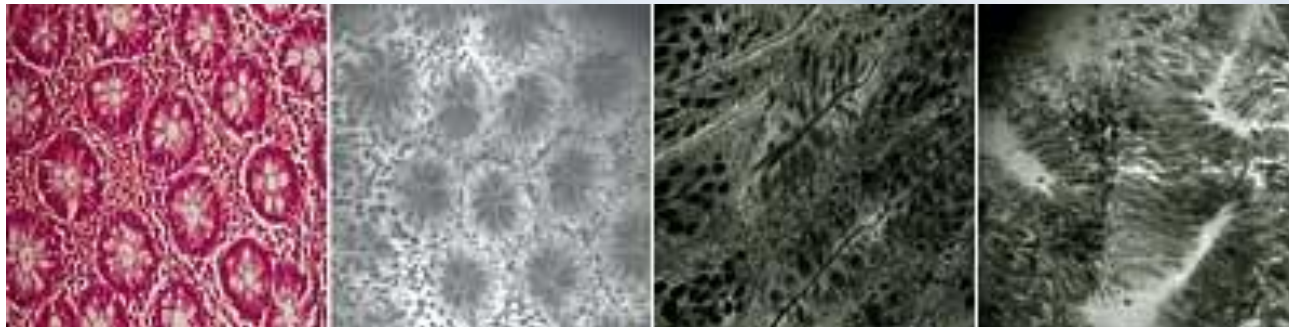
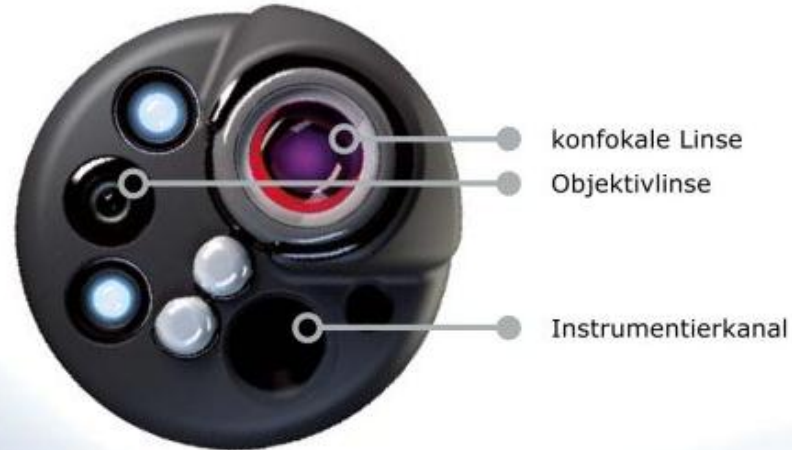


In-vivo-Mikroskopie mit Auflösung auf Zellebene

Technik: In das distale Ende eines flexiblen Endoskops wird ein konfokales Mikroskop integriert.

Verfahren: Die mit Kontrastmittel angereicherte Mukosa wird mit einem blauen Laserlicht gescannt.

Ergebnis: Es entstehen hoch-auflösende mikroskopische Bilder (0,7 μm laterale Auflösung).



Quelle: Pentax

8. Endoskopie, Faser und Mikro-Optik

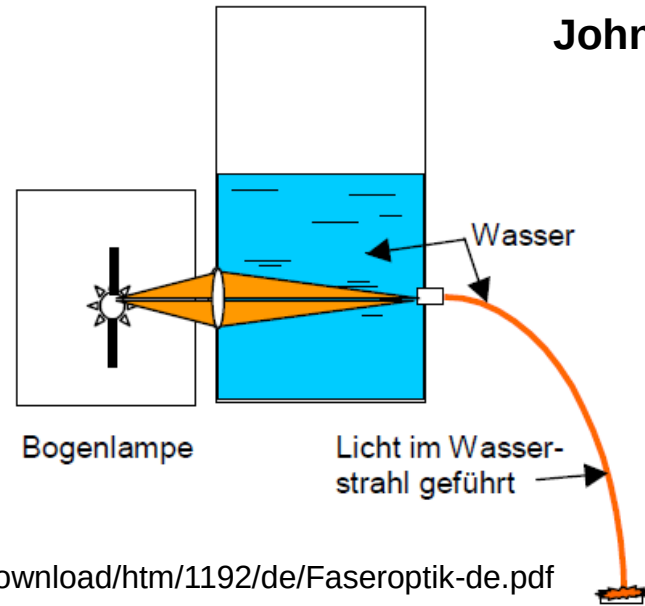
8.1 Endoskopie

8.2 Lichtleitfasern

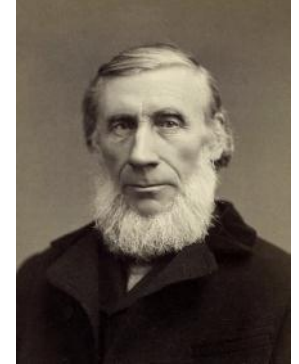
8.3 Mikrooptik / Beugung

Historie:

- Optisch dichteres Medium
- Totalreflexion)
- Leiten von Licht möglich (z.B. Wasserstrahl)



John Tyndall (1870)



<http://www.volpi.ch/download/htm/1192/de/Faseroptik-de.pdf>

Heute:

Breite Anwendung von Lichtfasern

In der Medizin:

Endoskopen (Beleuchtung, Bildübertragung)

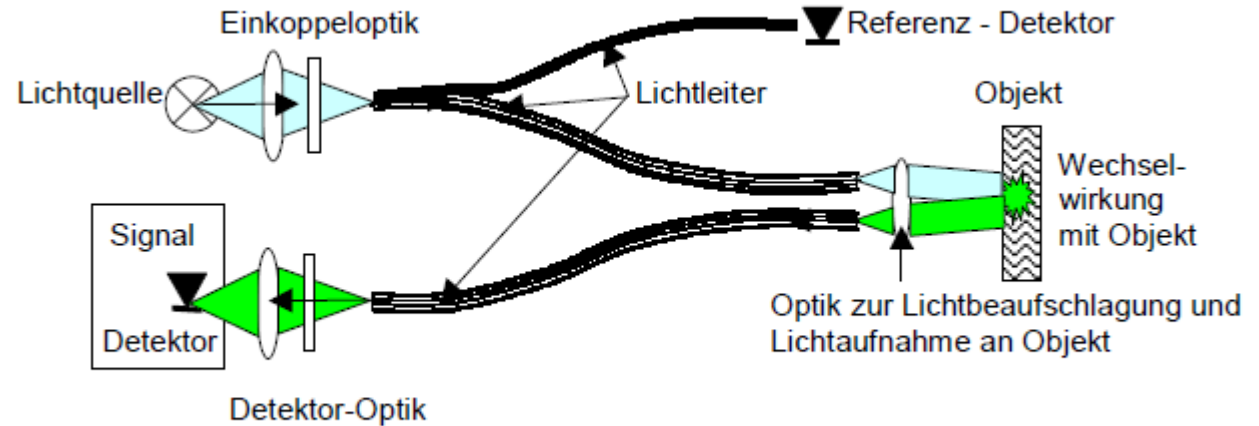
Optische Sonden

Interferometer (OCT)

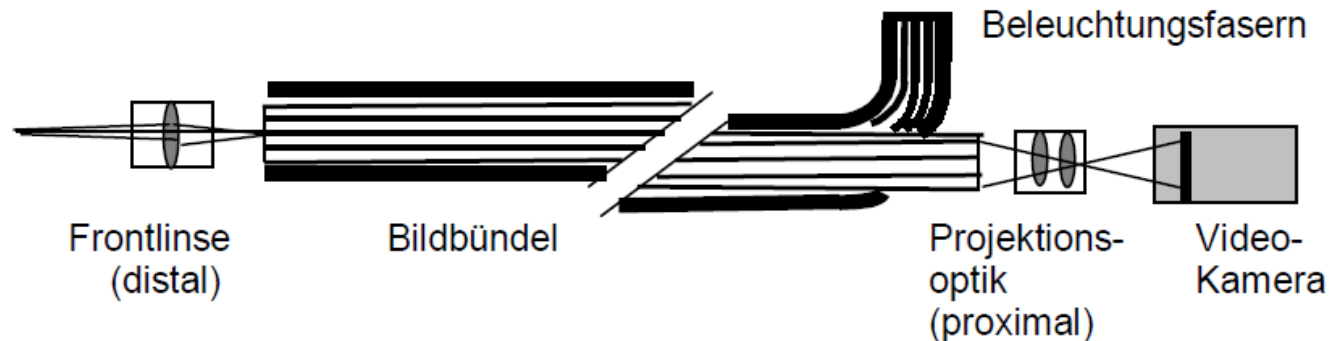


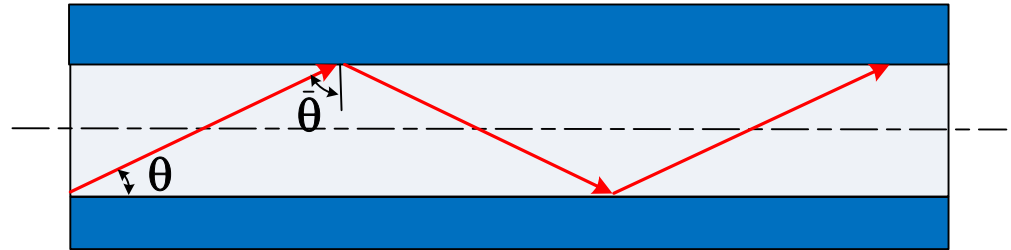
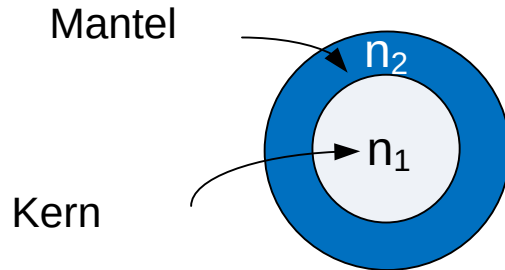
Quelle: www.karl.storz.de

Beispiel: Faseroptisches Sensorsystem

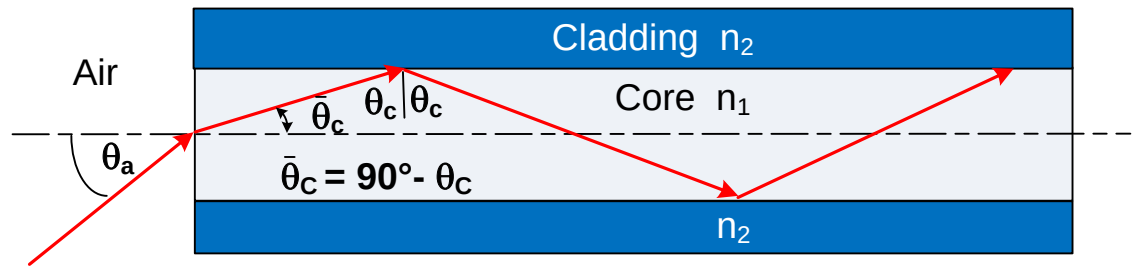


Beispiel: Faseroptisches Endoskop





Der maximale Akzeptanzwinkel (numerische Apertur) folgt aus der Bedingung für Totalreflexion zwischen Kern und Mantel.

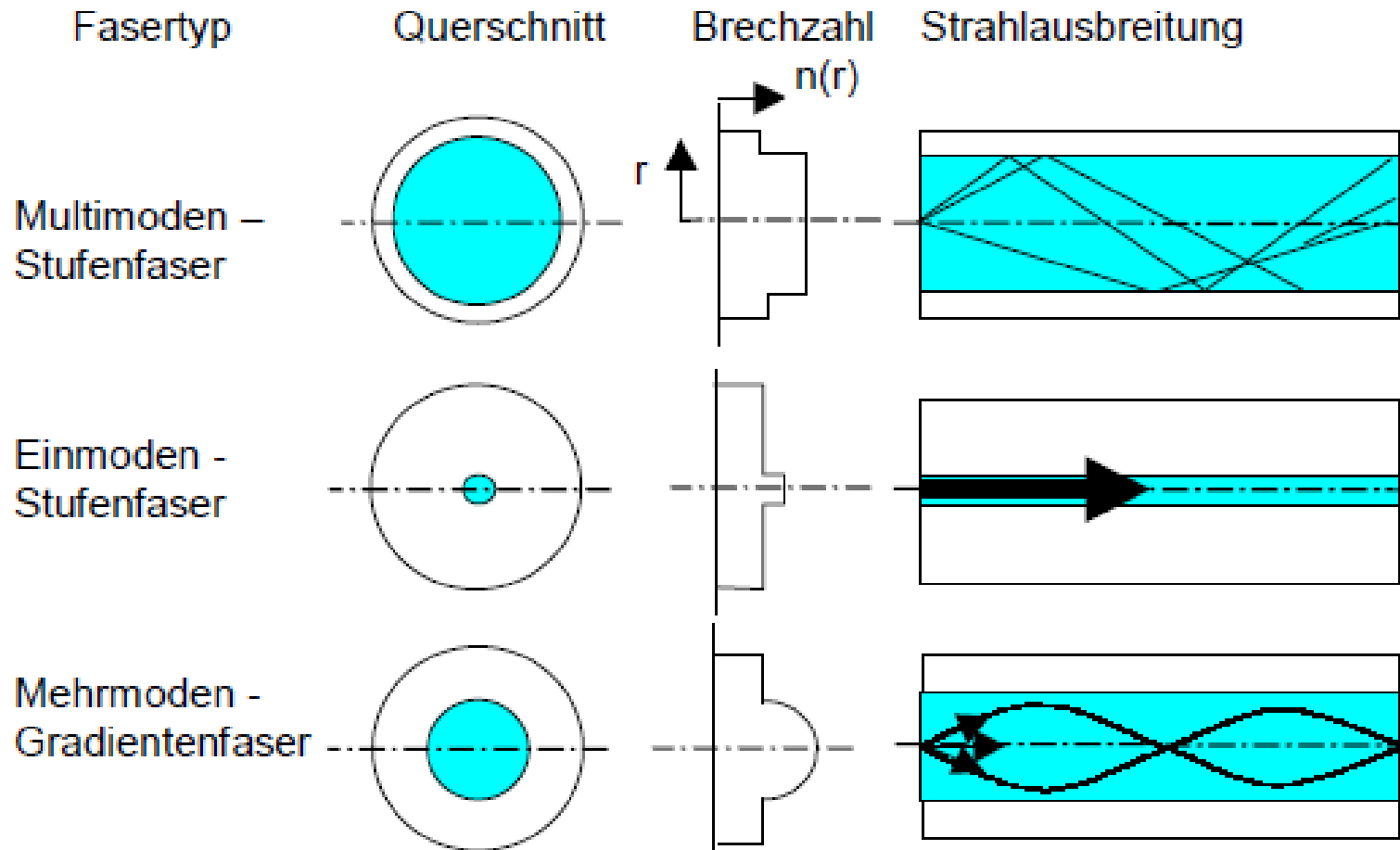


$$\sin(\theta_c) = \frac{n_2}{n_1} \quad \sin(\theta_a) = \frac{n_1}{1} \cdot \sin(\bar{\theta}_c)$$

$$NA = \sin(\theta_a) = n_1 \cdot \cos(\theta_c) = n_1 \cdot \sqrt{1 - \sin^2(\theta_c)} = n_1 \cdot \sqrt{1 - n_2^2 / n_1^2} = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$$

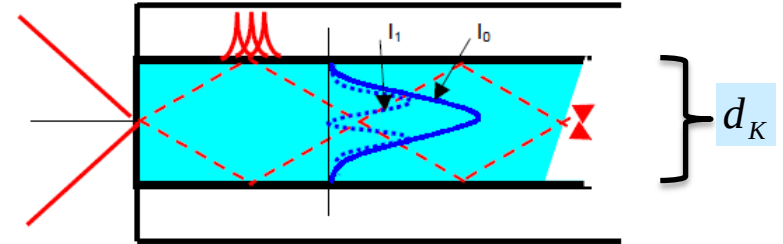
Akzeptanzapertur Faser: $NA = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$ Vgl. (2.3)

Typische Werte $n_1 = 1.475$ $n_2 = 1.460$ $NA = 0.2098$ $\theta_a = 12^\circ$



Bei großem Kerndurchmesser:

- Es gibt mehrere versch. Licht-Wege
- Multimode-Faser



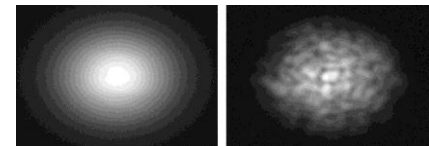
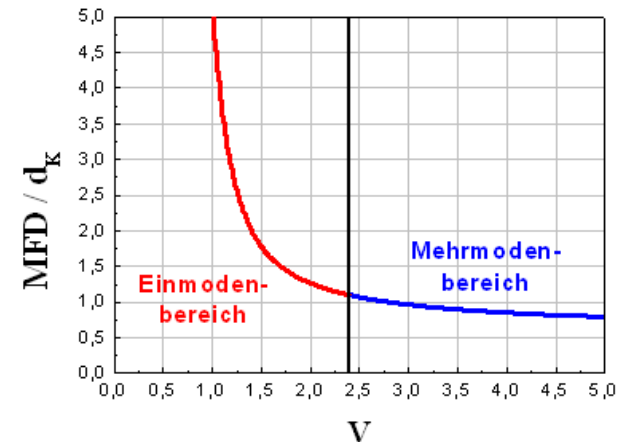
<http://www.volpi.ch/download/htm/1192/de/Faseroptik-de.pdf>

Was passiert wenn der Faserdurchmesser (Kern) D_F sehr klein wird ?

Beugungslimit: $\Delta x = \frac{\lambda}{NA}$

Vergleichsparameter V $V \propto \frac{d_K}{\Delta x}$

$$V = \frac{\pi \cdot d_K \cdot NA}{\lambda} \quad (8.2)$$



$V \leq 2.4$: Monomode-Faser

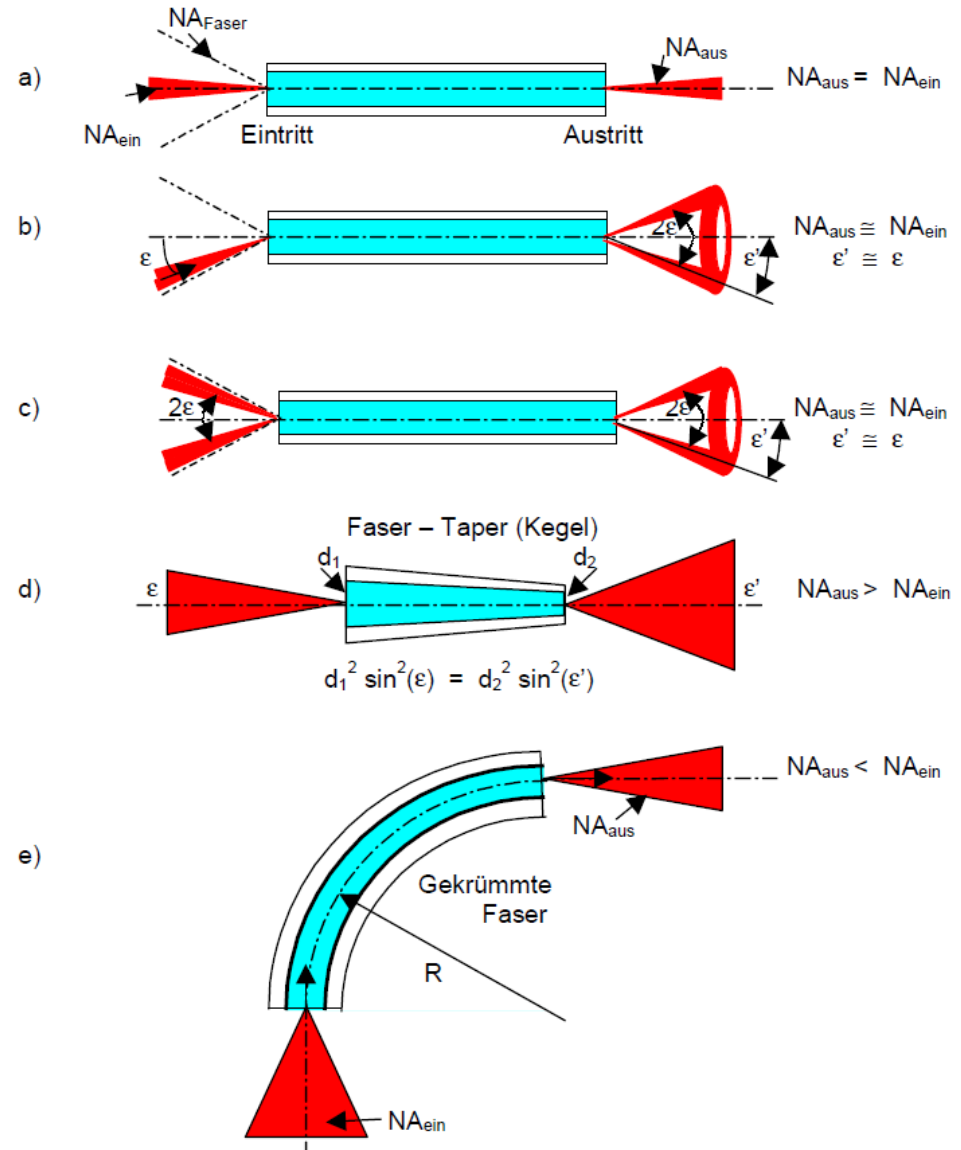
$V > 2.4$: Multimode-Faser

Die Lichtausbreitung in Multimode-Fasern:

Die Ausbreitung beruht auf Totalreflexion.

→ Winkel bleiben
bei gerader gleichdicker
Faser erhalten

Zusätzlich:
Mischeffekte
Effekte durch Krümmung
und Durchmesseränderung



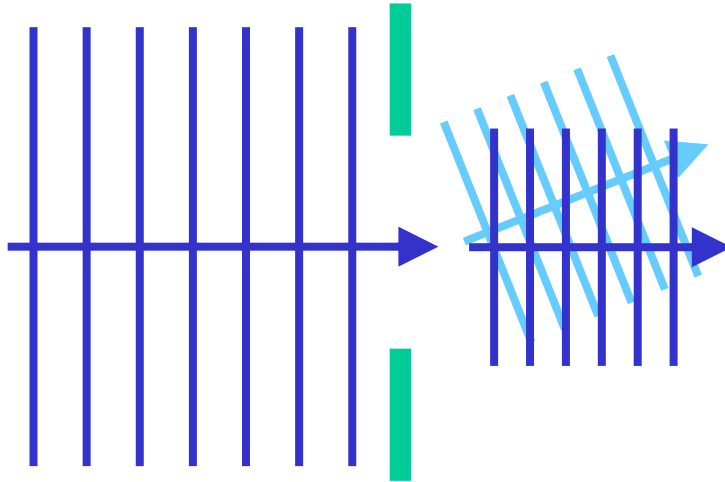
8. Endoskopie, Faser und Mikro-Optik

8.1 Endoskopie

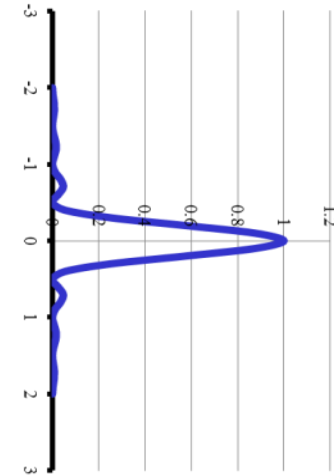
8.2 Lichtleitfasern

8.3 Mikrooptik / Beugung

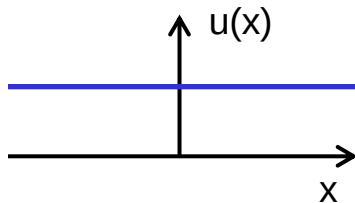
Beugung am Spalt



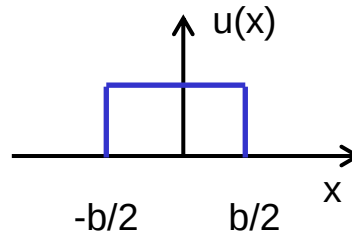
$$v = \sin \theta$$



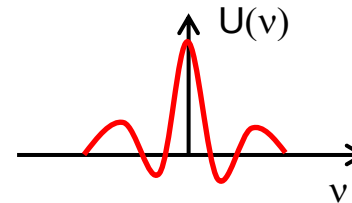
Vor Spalt



Nach Spalt



Winkelspektrum = Fourier-Trafo



→ Fourier-Transformation der Rechteckfunktion

→ Fourier-Transformation der Rechteckfunktion

$$U(x) = \begin{cases} 1 & \text{für } |x| \leq b/2 \\ 0 & \text{für } |x| > b/2 \end{cases}$$

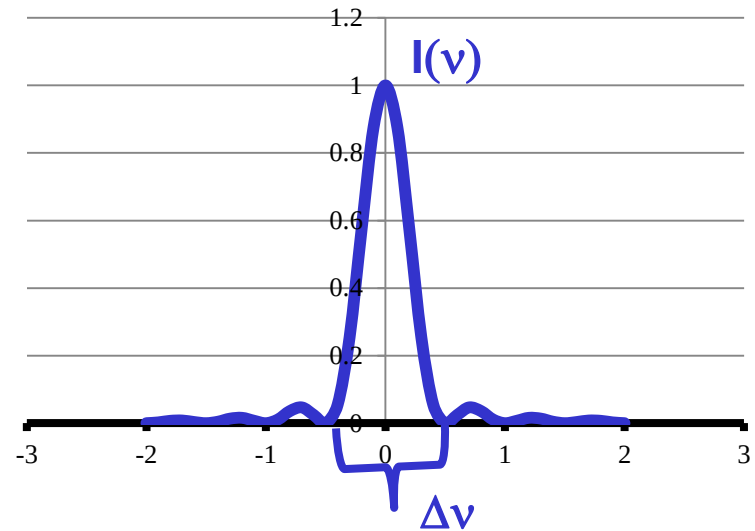
$$u(\nu) = \int U(x) e^{2\pi i x \nu / \lambda} dx = \int_{-b/2}^{b/2} e^{2\pi i x \nu / \lambda} dx$$

$$= \frac{e^{i\pi b \nu / \lambda} - e^{-i\pi b \nu / \lambda}}{2i\pi \nu / \lambda}$$

$$= b \cdot \underbrace{\frac{\sin(\pi b \nu / \lambda)}{(\pi b \nu / \lambda)}}_{\text{sinc}}$$

$$u(\nu) \propto \text{sinc}(\pi \cdot \nu \cdot b / \lambda)$$

$$I(\nu) \propto \text{sinc}^2(\pi \cdot \nu \cdot b / \lambda)$$

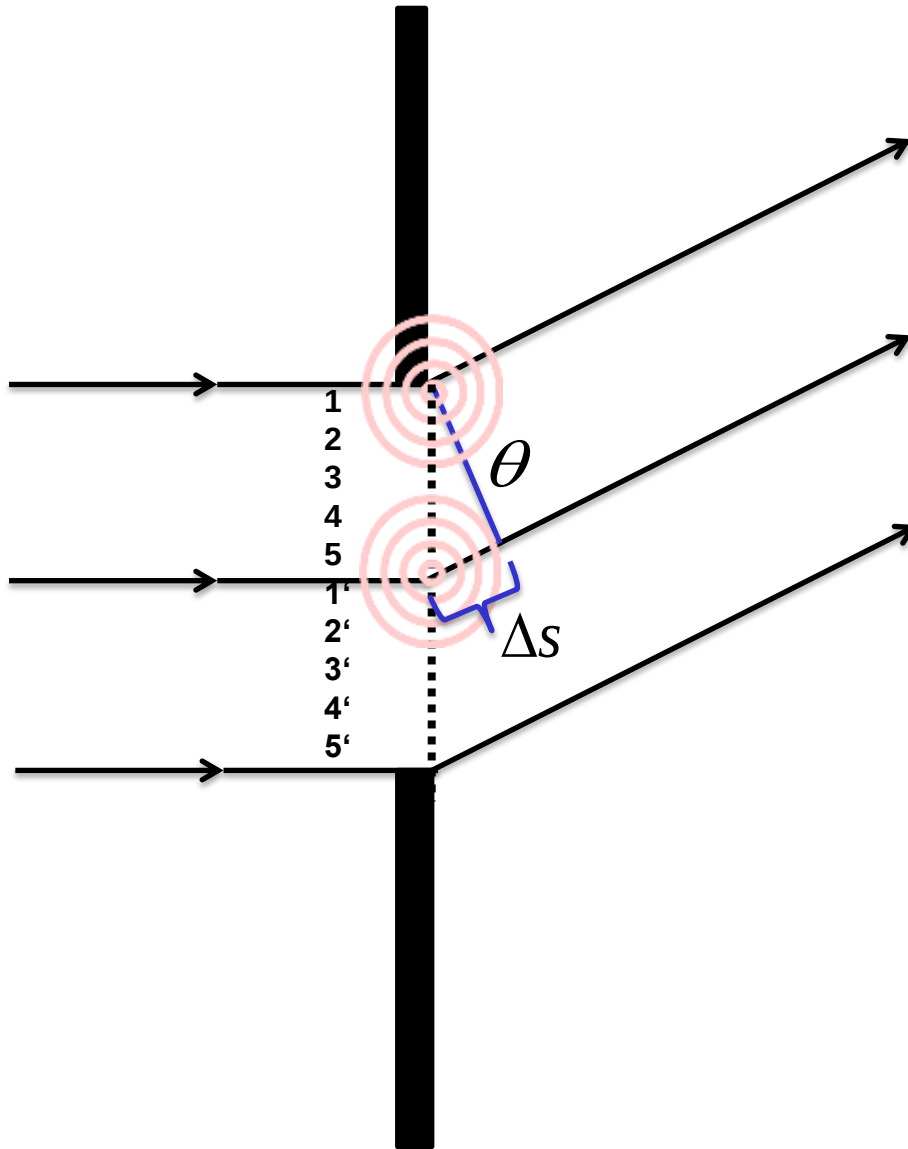


Nullstellen bei $\nu = \pm \frac{\lambda}{b}$

Es war $\nu = \sin \theta$

Nullstellen bei:

$$\sin \theta = \pm \frac{\lambda}{b} \quad (8.3)$$



- Erklärung als Interferenzerscheinung
- Nullstelle im Winkelspektrum wenn sich Elementarwellen paarweise (1 mit 1', 2 mit 2' usw.) auslöschen:

$$\Delta s = \frac{b}{2} \cdot \sin \theta$$

Auslöschung für:

$$\Delta s = \pm \lambda / 2$$

Nullstelle für:

$$\sin \theta = \pm \frac{\lambda}{b}$$

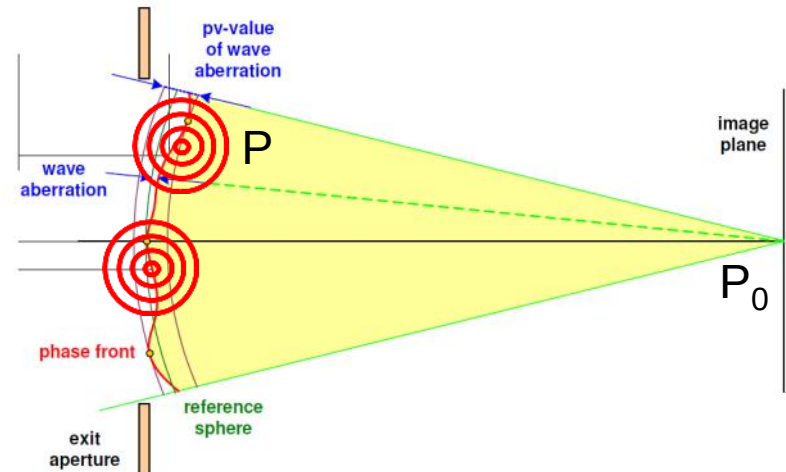
Lichtverteilung in beliebiger Entfernung vom Spalt

Huygens-Fresnelsches Prinzip

Die auf die beugende Öffnung fallende Kugelwelle $U(P)$ pflanzt sich so fort, als ob von jedem Element df dieser Öffnung eine Kugelwelle $U'(P)$ ausgeht, deren Amplitude und Phase durch die einfallende Welle $U(P)$ gegeben sind.
(Jeder Punkt eines Wellenfeldes ist Erregungszentrum einer sekundären Kugelwelle.)

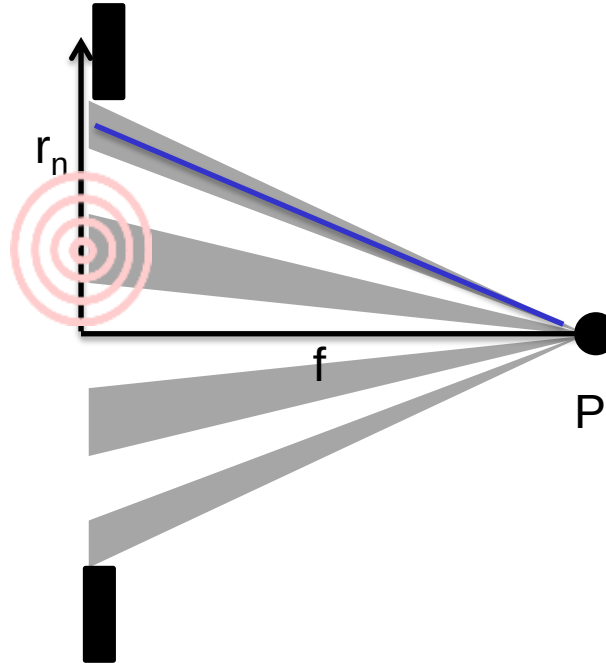
$$U(P_0) = \frac{1}{i\lambda} \iint_{\Sigma} U'(P) \frac{\exp(-ikr_{P_0})}{r_{P_0}} \cos \theta \, df$$

→ Berechnung von beliebigen Lichtverteilungen möglich



Anwendung: Fresnel-Zonenplatte

Konstruktive Interferenz in einem Punkt P (Abstand f) durch ausblenden (blockieren) der „destruktiven“ Anteile:



Fresnel-Zonen

Fresnel-Zonenplatte: Ausblenden von $n=1,3,5,\dots$)
durch Ringblenden

$$\Delta s = \pm n \cdot \lambda / 2$$

$$\begin{aligned} \Delta s &= \sqrt{f^2 + r_n^2} - f \\ &\approx f \cdot \left(1 + \frac{r_n^2}{2f^2} - 1 \right) \\ &\approx \frac{r_n^2}{2f} \end{aligned}$$

$$r_n = \sqrt{n \cdot \lambda \cdot f}$$

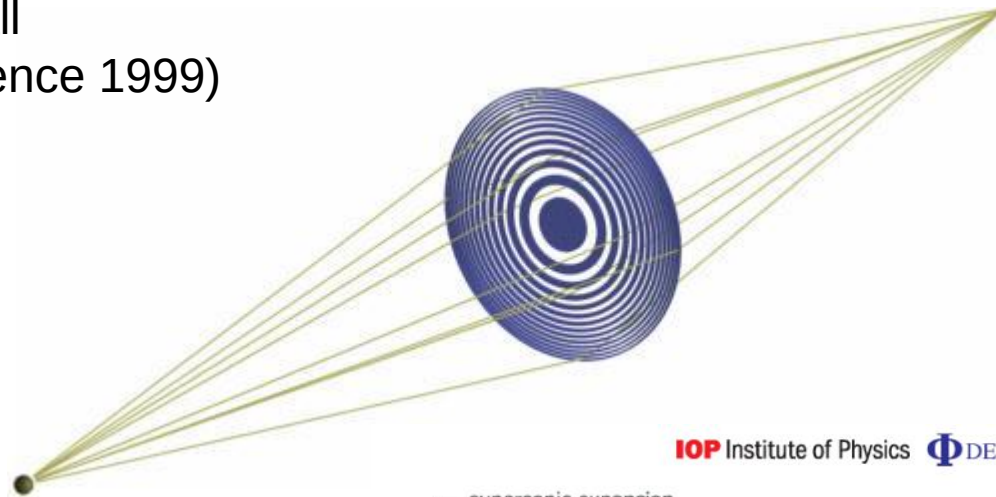
(8.4)

Anwendungen Fresnel-Zonenplatte

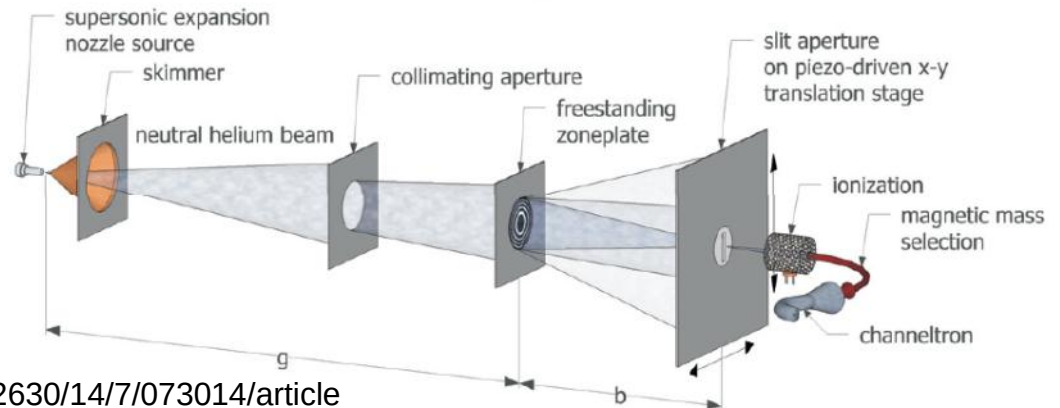
Fresnel-Zonenplatten können bei beliebigen Wellenlängen eingesetzt werden.
Praktische Anwendung z.B. als Linsen-Ersatz bei:

- Röntgensystemen
- Ultraschall
- Gas (Science 1999)

Röntgenquelle
Ultraschallquelle



IOP Institute of Physics Φ DEUTSCHE PHYSIKALISCHE GESELLSCHAFT

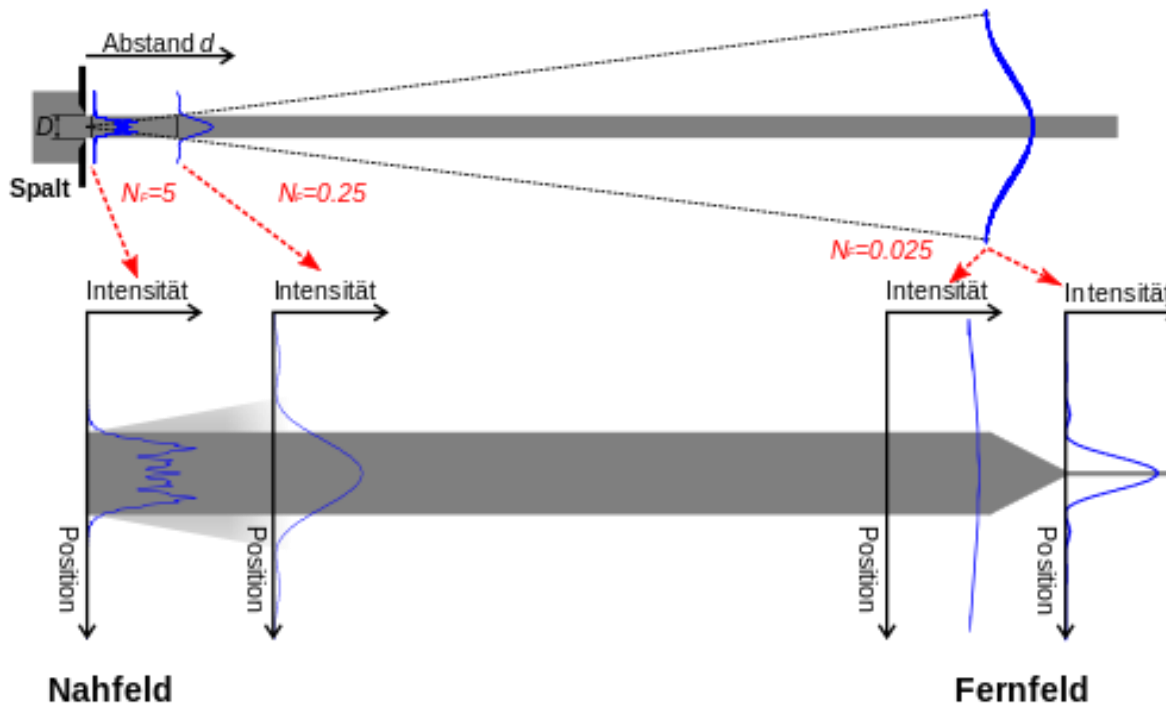


<http://iopscience.iop.org/1367-2630/14/7/073014/article>

Mit dem Huygenschen Prinzip kann die Lichtverteilung in beliebiger Entfernung L vom Spalt berechnet werden.

Es treten dabei Interferenzeffekte auf.

Die **Stärke und Sichtbarkeit dieser Effekte hängt wesentlich von der Fresnel-Zahl** ab, die das Verhältnis aus Breite $D=2r$ des Spalts, Wellenlänge λ des eingestrahlten Lichts und Abstand L des Beobachters vom Spalt beschreibt:



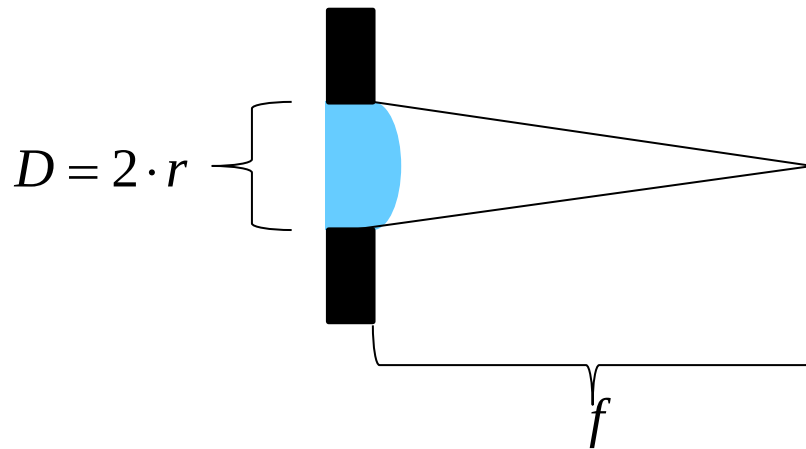
Fresnel-Zahl

$$N_F = \frac{r^2}{\lambda \cdot L}$$

(8.5)

=Anzahl der
Fresnel Zonen
(vgl. 8.4)

Zur Beurteilung von Interferenzeffekten einer **Öffnung in Kombination mit einer Linse (Mikrolinse)** wird als Abstand die Brennweite f der Linse eingesetzt



$$N_F = \frac{r^2}{\lambda \cdot f} \quad (8.6)$$

Beispiele:

Mikrolinse mit 0.4mm Durchmesser, Brennweite 10mm; Wellenlänge 500nm

$N_F=8$ (8 Fresnel-Zonen involviert)

Beugungseffekte bei Mikrolinsen:

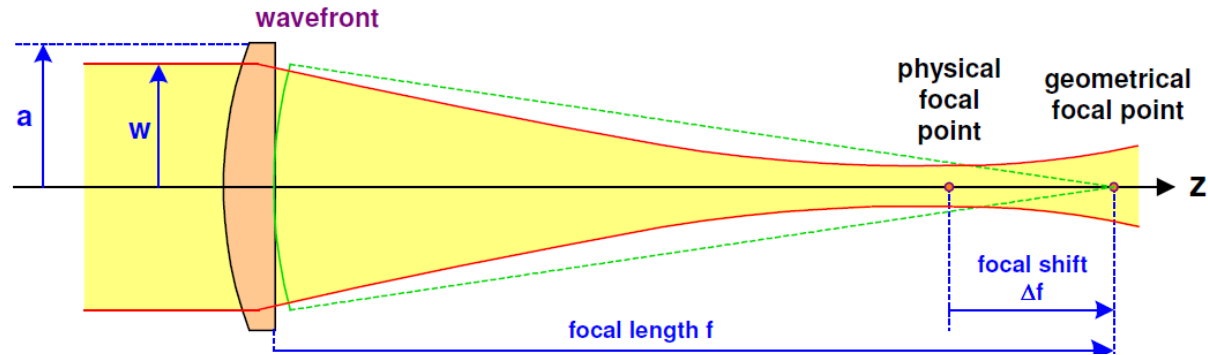
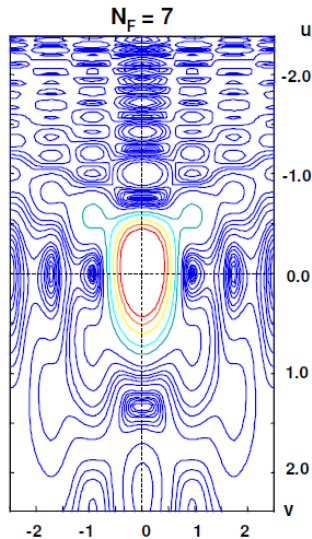
➔ Bei Fresnel-Zahlen $N_F < 10$ (Daumenregel) sollten Fresnel-Beugungseffekte mit berücksichtigt werden !

Wellenoptische Effekte bei Mikrolinsen



Für Mikrolinsen mit kleiner Fresnel-Zahl treten zusätzlich zu „normalen“ optischen Eigenschaften weitere Beugungseffekte auf:

- Verschiebung der besten Fokusebene
- Assymetrische Form der PSF in axialer Richtung



Fokus : maximale Intensität auf der Achse

$$\frac{\partial I(0, z_{foc})}{\partial z} = 0$$

Gleichförmige Ausleuchtung :

$$I(z) = I_0 \left(1 - \frac{u}{2\pi N_F} \right)^2 \cdot \left(\frac{\sin \frac{u}{4}}{\frac{u}{4}} \right)^2$$

Näherung :

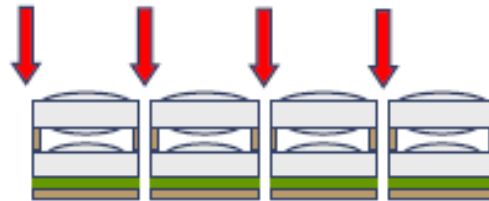
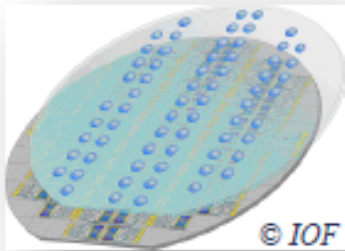
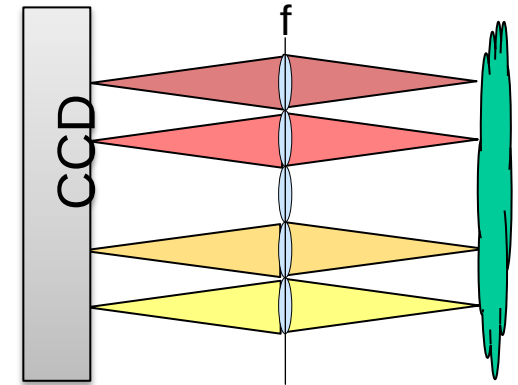
$$\frac{\Delta f}{f} = - \frac{1}{1 + \frac{(\pi N_F)^2}{12}}$$

Quelle: H. Gross

Facettenoptik
z.B. Flachbauendes Mikroskop



Quelle: IOF-Jena



Herstellungsprozess
ähnlich zu Halbleiter-Wafern
→ Wafer-Level

Beleuchtungsoptik zur Homogenisierung

