

H_1/H_1' $H_2/H_2' \leftarrow$ umgekehrt aufrecht $\rightarrow$ H_1/H_1' H_2/H_2'

KEPLER

F_1', F_2'

$\vec{I} < 0$ $\vec{I} > 0$

$\gamma' = f \cdot \tan(\omega)$

ρ'

F_1', F_2'

Pupillen bei Teleskopen:



$$I = \frac{-f' h_i}{f' o h_i} = \frac{1}{\beta'} = \frac{u'}{w}$$

KEPLER [Diagram showing Kepler's laws] GALLILEI [Diagram showing Galileo's experiments]

Schlüssellochblick

Triangulation

b)  $\alpha = \beta$ $\sin(\beta + \gamma)$

$b = z_o \tan(\theta)$ α .. Stereoview Pair


 $\Delta \alpha \cdot z?$

$\Delta \alpha = 10''$
 $= 0,05 \text{ mrad}$

Diagram illustrating the geometry of the force P and its components. The force P acts at an angle θ to the horizontal. The vertical displacement is Δz , and the horizontal displacement is P_x .

$$\Delta z = \frac{\Delta x}{\cos \alpha} = \frac{\Delta x}{0.8} \cdot p$$

mit/ohne Instrument

$$\Delta z = \frac{\Delta d_{\text{Auger}}}{f} \cdot \frac{p_{\text{obj}}^2}{2} \quad \text{mit Luge}$$
$$f'_{\text{fok}} \frac{1}{f_{\text{fok}}} \quad P \text{ stereobasis} \quad \Delta z = \frac{\Delta \text{Auflage} \cdot (f_{\text{Lupe}})}{b}$$
$$\alpha_{\text{nah}} = \frac{a \cdot f'^2}{f'^2 - k \cdot u' \cdot (a + f')} \quad \alpha_{\text{fern}} = \frac{a \cdot f'^2}{f'^2 + k \cdot u' \cdot (a + f')} \quad u' \dots \text{Pixelhöhe}$$

hyperfok. Distanz $d_h = \frac{f^2}{k \cdot z} + f$ Z im zul. Zerstreuungskreis
 $k = f/d_{EP}$

Jones: Drehung von Θ ist nach Spiegelung weiterhin Θ [nicht $-\Theta$]

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

a): monochrom. Licht: rel. Ortsinfo $\rightarrow$ gleiche Pol. & Wellenlänge

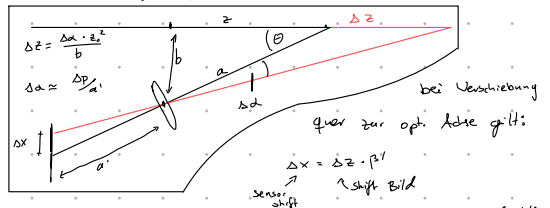
$E_{\text{summe}} = E_1 + E_2 \quad | \quad I_{\text{summe}} \propto |E_{\text{summe}}|^2 = E_1^2 + E_2^2 + 2E_1E_2 \cos(2k \Delta z)$
breitband. Licht: abs. Ortsinfo Interferenzbereich = axiale Aufl. $k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{c}$

$E_{\text{summe}} = \int_{\omega} E_1(z, \omega, t) + E_2(z, \omega, t)$ $\epsilon_c = \frac{2\pi c}{\Delta \omega} \approx \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda}$ = Kohärenzlänge
 (lokale Auflösung (= Beugungsperiode)) $\Delta x \approx \lambda / NA$ Fourier-Transform:

Time-Domain OCT: Interferenz signal über Spiegelweg Δz

$$\text{Interferenz} \quad \Delta \cos(2 \cdot \Delta z \cdot k) = \cos(2 \omega \Delta z / c)$$

Vervielfachung vor Spiegel = Vervielfachung nach Spiegel
Tiefenauflösung mit Instrument: $\frac{\omega}{\omega_0} = \frac{\Delta \lambda_{\text{auge}}}{\Delta \lambda_{\text{instr.}}} = \gamma \cdot \frac{f'}{f_{\text{obj.}}}$
 $\Delta \lambda_{\text{instr.}} = \frac{\Delta \lambda_{\text{auge}} \cdot f_{\text{obj.}}}{\gamma \cdot f'}$ $\Delta z = \frac{\Delta \lambda_{\text{instr.}} \cdot f_{\text{obj.}}}{b}$



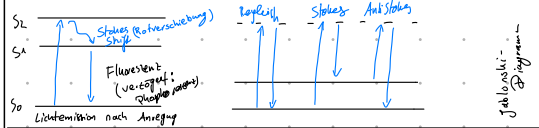
afokales System $T_{\text{max}} = -\frac{2500}{f_{\text{obj}}} \cdot \gamma \cdot \frac{f'}{f_{\text{obj.}}} \cdot \frac{\Delta \lambda}{\Delta \lambda_{\text{auge}}} = -\frac{\gamma + 4}{\gamma} \cdot \frac{\Delta \lambda}{\Delta \lambda_{\text{auge}}}$
 $\Delta \lambda_{\text{auge}} = \frac{\Delta \lambda}{\gamma}$ $\Delta \lambda_{\text{instr.}} = \frac{\Delta \lambda}{\gamma}$

Wellenoptik (Beugung, Interferenz $\rightarrow \lambda$), Geometrische Optik (Strahlen, Totalreflexion) Paraxiale Optik (Kleinwinkelnähe, Abbildungsgleichung)
Ampli-Objekt: Absorbieren mind. bestimmte Anteile des Lichts $\rightarrow$ Schwächung Ampli / **Phasenobjekt:** Objekt macht Phasenverschiebung, wenig Kontrast
Einfluss MTF: Beleuchtung, Streulicht, NA, Bildfehler
Laser-Anwendung: Photo disruption, Photodilatation, Vaporisation, Koagulation Photodermie (I ψ , t ψ)
Rayleigh-Länge: Fläche des LASERS verdoppelt

Spektrometer: m, D, A gegeben $\Rightarrow g$ bzw. L
 $D = \frac{m}{g \cos(\theta_m)}$ & $g = m \cdot \lambda \sin(\theta_m)$
 $\Rightarrow D = \frac{\tan(\theta_m)}{\lambda} \Rightarrow \theta_m = \arctan(D \cdot \lambda)$
 $L = \frac{A \cdot g}{m} \Rightarrow g = m \cdot \sin(\arctan(D \cdot \lambda))$

Photoakustik: PA $\rightarrow$ Laser, Thermoak. $\rightarrow$ Mikrowellen, Laser $\rightarrow$ Absorption $\rightarrow$ Ausdehnung $\rightarrow$ Druckwelle $\rightarrow$ Detektion, NIR für große Tiefe, gut sind **Blutgefäße**, Time-domain: gepulst, Laufzeitmessung, frequency domain: modulierte kontinuierliche Quellen, Fourier, **Akustisch:** hohe Eindringtiefe, großer Anregungsgebiet, Schallwelle definiert Auflösung, optisch: hohe Auflösung, opt. Fokus definiert Auflösung
 ein fokussierter Laser $\rightarrow$ optische Auflösung / wenig Absorption in sichtbaren Bereich $\rightarrow$ optisches Fenster
 Anforderungen Laser: gepulst/modulierbar, geringe Leistung
LASER: Parameter (Medium, Leistung, Zeitverhalten, Divergenz) je kleiner Taille, desto kleiner R-Länge & desto größer Divergenz
Strahlparameter konstant & unab. Abb. **Realer Laser-M 2**
Beleuchtung: Strahlungsfluss $\Phi = \text{Energie/zeit}$ [$\text{W} = \text{Js}$]
 Bestrahlungsstärke $I = \Phi_{\text{Str}}/\text{Fläche}$ [W/m^2] = Leistungsdichte
 Strahlungsfluss = Strahlungsleistung, Bestrahlung $H = I \cdot T$ [$\text{W/m}^2 \cdot \text{s}$]
 Bildgebung: FLIM & Optoak. / Therapie: Verdampfen, Disruption
 Erwärmung, **Gefährlich:** alles Licht in Auge + Fokus
 bei sichtbar Lichtschutz $\rightarrow$ höhere Grenzleistung (lmW)

Optik: $\frac{10 \times 22}{\text{vergr.}} \frac{\text{Fensterglas}}{\text{Seitfeld } (\phi \approx 8)}$ $\frac{10 \times 22}{\text{vergr.}} \frac{\text{Mikroskop}}{\text{Vog. } 0}$ $\frac{10 \times 22}{\text{vergr.}} \frac{\text{Mikroskop}}{\text{Vog. } 0}$ $\frac{10 \times 22}{\text{vergr.}} \frac{\text{Mikroskop}}{\text{Vog. } 0}$



Video-Endoskop oder Bildleitfaser
PAM (Photoakustische Mikro): opt. Aufl. $\rightarrow$ akust. Aufl. wegen λ kleiner aber geringere Eindringtiefe

Hauptkomponentenanalyse reduziert Datensatz / sucht Merkmale
 Photoelektromagnetische misst Puls

Pachymeter / Hornant: Hornant & Lase gleichzeitig schaut wegen Scheinpfing
Beugungseffekte: Beugen lat. Auflösung durch Beug. an Blenden, Linienformen
 Kontrastminderung durch: Absorptionen & Streulicht
 Endoskopie oft auflösungsbeschränkt durch Anteil Faser
Hyperzentrale Bildgebung: Kaskade Detektoren, durch Farbfilter, Filterrad, FTIR, ...

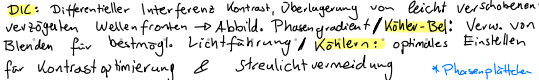
Randstrahlen: Rand der Blende / Hauptstrahl: Blendenumfänge
 mehr Schärfentiefe bei kleineren Blenden, aber kleinere NA
Kontrast berechenbare Punkte nach Rayleigh min. $K=0,15$
 optisch aktive Stoffe drehen Polarisationsrichtung
FLIM (Fluoreszenz-Lebenszeit-Mikro) FRAP (Fluoreszenz-Recovery after Photobleaching)
STED (Stimulated Emission Depletion) / SNOM (Scanning Near Field M.)
SIM (Structured Illumination Microscopy) TIRF (Total Internal Reflection M.)
Vergleichsparameter: Beobachten von Beugungseffekten wie Verschiebung, Fokuslage & Asymmetrie Point-Spread-Funktion
Dispersion: unterschiedl. Ablenkung abh. der Wellenlänge
Fluorobild: Abs. Kontrast / Lineare Cornea
Shannon-Zahl: Anzahl abtastbarer Informations-Pixel, kleine optischen kleinen hyperzentrale Distanz $\rightarrow$ Größe, Informationsanforderung skalierbar, quadratisch
PALM & STORM sehr langsam wegen Einzelereignis
Hochfrequente Störungen filtern durch Eingriff in Blende (Wellenlängen)
Vergrößerung bezieht Auge ein, Abbildungsmaßstab, nicht
Immersion vergr. Öffnungswinkel $\rightarrow$ kleine NA $\rightarrow$ Auflösung höher
 Metadioptrisches Objektiv aus Linsen & Spiegeln

Kritische Beleuchtung abgebildet in Objektfeld
 Kohle Beleuchtung: Abb. Lichtquelle in Eintrittspupille
Huygens-Fresnel: jeder Punkt Wellenfeld Erzeugerzentrum Kugelwelle
Kontrast: Intensitätsunterschied rel. zu Hintergrund
Auflösung: Schärfe der Kanten
Variations: Fokussierung 1. bis 2. Abstand ohne Nachfokussieren
 Objektiv ist Zoomsystem
 $\varphi = \varphi_1 + \varphi_2 - \varphi_3 + \varphi_4$
 max. **Visibilität** $\lambda = 555 \text{ nm}$
 Anforderung opt. System: Auflösung, Farbtreue, Bildfeld

Jones-Vektor: + ausbreitend - nur pol. Licht
 Stokes auch unpol. Licht (3 unkontrollierte Überlagerung orthogonal polarisation)
digitale Holographie: Vort: vollst. Info gespeichert in Interferenzmuster
Faser Auflösung limitiert durch Anzahl Fasern
PR-Mikroskopie: Beleuchtung an 2 Richtungen, höhere NA $\rightarrow$ höhere Auflösung
 Komponenten LASER: Verstärkungsmedium, Pumpmedium, Resonator

OCT: A-scan $\rightarrow$ axial, B-scan $\rightarrow$ laterale
 Photosensibilisation: Bei PDP-PDT, best. Farbstoffe sammeln in malignen Zellen
 Tonometrie: Augeninnendruck

MTF = Kontrastübertragung durch opt. Systeme bei versch. Ortsfrequenzen
Kohärente Bel: Beugungsgord. $\rightarrow 0,1 \mu\text{m}$ durch $\rightarrow$ sonst nur direktes Licht ohne Gitterfehler / **statische Beleuchtung:** also Lichtquelle nicht auf opt. Achse $\rightarrow$ ausbreiten $\rightarrow$ Beugungsgord. $\rightarrow$ doppelte Öffnungszahl aber weniger Kontrast ($2 \cdot NA / \lambda$)
Kontraststeigerung Phasenschieber: im Hellfeld unsichtbar, Ausblenden 0.30 $\rightarrow$ nur noch 1-fach $\rightarrow$ Dunkelfeld / Manipulation der Phase
 der 0.30 so dass $\pi/2$ - Phasendifferenz $\rightarrow$ **Zeiler-Plattenkontrast**
DIC: Differenzieller Interferenz Kontrast, Überlagerung von Licht verschoben
 verzögerten Wellenfronten $\rightarrow$ Abbild. Phasenkontrast / **Köhler-Bel:** Verurs. von Beugung für bestmög. Lichtführung / **Köhler-Bel:** optimales Einstellen für Kontrastoptimierung & Streulichtvermeidung $\rightarrow$ **Phasenplatten**



Endoskop: Lichtmenge an h 2 max. Bildpunkte skaliert mit Durchmesser, Vorteil kleiner Systeme: Bildfehler stabilisieren mit der Größe $\rightarrow$ sind irgendwann nicht viel größer als h 2 -Skalierung Bildhaupte über stabilisieren $\rightarrow$ hochkontrastlos $\rightarrow$ keine Bildfeldverfälschung, **hyperzentrale Distanz:** Objekt scharf auf d $\rightarrow$ alles scharf zw. d/2 und ∞ , $d_h \propto 1/\text{Reflexionscharakter}$
 kleine Brennweite $\rightarrow$ kurze Hyperfok. Ditt, **Lichtleitfasern:** Stufenbrückenstrukturfasern, kleiner Durchmesser $\rightarrow$ Multi-Moden-Faser: Verschiedene Licht-Wege, (untersch. Wellenlängen erhalten Kontrast z.z.)
Fresnel-Linsenplatte: Ausblenden destruktiver Interferenz für einen Punkt $\rightarrow$ Linsenmaterial, **Fresnel-Zahl:** Vernachlässigung λ , Spaltbreite und Entfernung, Beugung dann Vernachlässigung, wenn Beugungswinkel klein gg. Beugungswinkel ($N_f < 10 \rightarrow$ Beugung)
 Lichtverteilung nach Spalt: $N \gg 10 \rightarrow$ Schatten, $N < 10 \rightarrow$ Beugungseffekte

Wellenoptik: Licht als elektromagnet. Welle, Geometrische Optik: Licht als Strahlchen, senkrecht zu Wellenflächen, Paraxiale Optik: nur kleine Winkel, lineare Formeln, **Totalreflexion:** Stufenleiterfasern, TIR-Mikroskopie (nur Strukturen nahe der Glasplatte sichtbar), ATR-Messung (Grenzschichtdiffraction in IR)

Auflösungsvermögen: axial: Konfokal, TIRF, Lichtscheibe, SPIM
 lateral: SNOM, STED, PALM, STORM
 Hornant-Radius
 Hornant-Topographie
pico: 10^{-12}
femto: 10^{-15}
 $r: (+ -)$ + Vorderkammer-Hekt

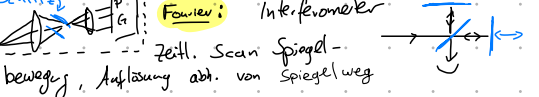
Mikroskope
 Licht = transversale Welle, **Polarisation:** Richtung & Verhalten
 E-Vektor .. Phasen- & Amplitudenunterschied $x + y$,
Konfokale: kein Überlagern vorne & hinten, abtastern nützig, Tidenschärfen, nicht Auflösungs-Punkte zur gezielten Selektion z-Ebene, Streulichtreduktion
Auflösungseigenz: $250 \text{ nm} \rightarrow 30 \text{ nm}$, SPIM (Lichtblatt, z, nicht xy), TIRF (Bel. nur durch evanescentes Feld $\rightarrow$ höhere Aufl. in z-Ebene | SNOM (Nahfeld), SIM (Gitterproj. + Bildrekonstr.) 4 P 2 (Vollraum, 2 Konfokale M.)

Fluoreszenz λ Anregung $< \lambda$ Emission $\rightarrow$ Stokes Shift, **FLIM** (= Analyse Zeitverhalten mit ps-Laser-Anregung und sensit. Detektoren), **FRAP** (= Zeitliche Fluoreszenz mit Lichtpuls, Neutrale Fluoreszenzsignal gibt Einblicke in Diffusion), **Multi-Photon** (= nur Anregungs-Fokus in einer Ebene $\rightarrow$ axiale Auflösung), **STED** (= gezielte An- & Abregung fluoreszierenden Bereichs, erzeugt Bereich kleiner Auflösungsgrenze), **PALM & STORM** (= strukturelle, gezielt einzelne Moleküle beugungsbegrenzt, aber Schwellenpunkt Punktbild $<$ Auflösungsgrenze)
PDD (= Detektion der Fluoreszenz gibt Ortsinformation), **PDT** (= stat. Zytotox. Reaktionen durch Bestrahlung mit Absorptionsmaxim.) höchste Eindringtiefe 800 nm , Fluoreszenz in Tumordetektion: S-Alt Fluoreszenz an Tumorrändern oder als Kontrastmittel für Angiographie (im Blut durch Fluoreszenz)
Tomographie: Aufnahme verschiedener Winkel & Kombination der Projektionen über inverse Radon-Projektion, CT (= Querschnitt), SPECT (= Scanning Laser optical Tomography) oder in 3D-Durchsicht

SPECTRAL Datenwinkel (x, y, λ), Hauptkomponentenanalyse

Fluoreszenz = Absorption + Emission, Schwingung $\rightarrow$ Streuung
 $\tilde{\nu} = \frac{1}{\lambda}$ **Spektrentestungen:** Absorption (Durchscheinen), Emission (Lichtquelle = Fluoreszenz), RAMAN

Prisma: blan statler / **Gitter:** rot statler / **Blaze** $\rightarrow$ 1. Beugungsordnung, hohe Auflösung, Spalt-Sanning oder Push Broom
Schnitt: **Foucault:** Interferometer
 Zeitl. Scan Spiegelbewegung, Auflösung abh. von Spiegelweg
 bzw. Weglängendifferenz (color Filterrad im AHS-System) **Mikroskopie:** geringe Signaltstärke
 $\rightarrow$ resonante Methode (CARS & Multi-Photon Anregung)
 Anregung IR / Beobachtung VIS nur im Fokus



3D-Info Auge: Vergrößerungswinkel + Akkommodation + Disparität
Zoom (afokal): $\phi_1 = \phi_2$
 Varioshop: Obj. = Zoom, fobj. = var., Abs. veränd. ohne Fokusveränderung
Vermessung 3D: (SNOM, OCT, Konfokal, Holographie) Streifenprojektion mit Laser $\rightarrow$ Scan, strukturelle Beleuchtung
 $\rightarrow$ kein Scan, Farbcodierung $\rightarrow$ Streifen-zuordnung
 Lichtfeldkamera: Kombination mehrerer Kameras, Objekt
 Orts- & Winkelinfo **3D-Visual:** Polarisation, Schlierenbilder, VR-Head, Linsen (Autostereoskop), Prismen anordnen oder Gitter (VR-Head), Angewandte
Problem: Akkommodation und so passen nicht übereinander

Ophthalmologie: Gesamt- φ Auge 59 dpt, dann Luft-Hornhaut 43 dpt, **Ophthalmometrie** Hornhautabbildung Teststrahlen, reflektieren am Hornhaut, **Placido-Disk:** Ringförmige Projektion $\rightarrow$ verformtes Bild bei Verformungen. Hornhaut, Keratometer & Astigmatismus, **Pachymeter** / **Spaltlampe:** Hornhautdicke, schräge Lichtstrahl & Beobachtet Reflexion, **Skiaskop:** Schwenken einer Lichtstrahl, normalerweise wenn roter Aufkleber, **Absorptionsmetrie:** Wellenlängen feststellen nach Einfall Wellenlängen Lichts, Fehlstellen / Aberrationen feststellen, objektive Messung

Schleife-Funktion: Abbildung der Retina, linearer Prozess ist Beleuchtung
OCT: Interferometer mit Wellenlängen (weisse Licht, Interferenzsignal) liefert Tiefeninformationen über Gewebeschichten, Time-domain: Interferenz-Signal über Spiegelweg, Fourier-Domain: Interferenz-Signal im Spektrum (Licht) erfordert Fourier-Transform, Gitter spezial Spiegel auf bewegte & statische Ablage extrapoliert, axial: bestimmt durch Kohärenzlänge
Wellenlängen: Licht kann mit sich selbst interferieren, definierte Phase, **Zeitl:** strecke entlang Ausbreitungsrichtung, wo interferiert (Licht-Länge sind Pulse im Mittel -Länge durch Ausbreitung $\rightarrow$ zeitl. begrenzter Wellenlänge $\rightarrow$ spektral breit (ie. FS-Laser), OCT $\rightarrow$ Breitbandung Interferometer
zweite: in x-y-Richtung, Spaltzustand, bei dem Interferenzkontrast $1/e^2$ divergente Lichtquelle $\Rightarrow$ kleine Wellenlängen, spektral: Interferenzkontrast an rauen Oberflächen durch rauh. & zeitl. Interferenz, Beugung
Holographie: Kohärentes Licht erlaubt Erfassung von Amp & Phase des Lichtfelds, Überlagerung mit Referenzwelle erzeugt Gesamtinterferenz
 Rekonstruktion: Hologramm mit gleicher Referenzwelle beleuchten (= Multiplikation), 3 Beugungsordnungen entstehen
 $E_{\text{Holo}} = (O^* + R^*) R \exp(i\varphi) + O R^* \exp(i\varphi) + O R^* \exp(-i\varphi) \exp(i\varphi)$
 Referenzwelle **OPO** rekonstruiert $\rightarrow$ virtuelles Obj. $\rightarrow$ 1.30
digital: Aufnahme Hologramm $\rightarrow$ Berechnung versch. z-Ebenen
 Rekonstruktion über Fourier / **quantitativ:** absolute Phasen messen durch 4 Messungen, Phasenschieber
 Alle Infos stecken in Interferenzmuster
 Hologramm: Objekt = Punkt, Referenzwelle = eben, H: Fresnel
 Objekt = ebene Welle, Ref = eben, H: Gitter
 räuml. Interferenz: orthog. Strahlen in Lichtbündel, in welcher Licht interferenzfähig

