

## **11 Ophtalmologische Systeme und Geräte**

### **11.1 Vermessung der Hornhaut**

### **11.2 Vermessung des vorderen Augenabschnitts**

### **11.3 Refraktometer**

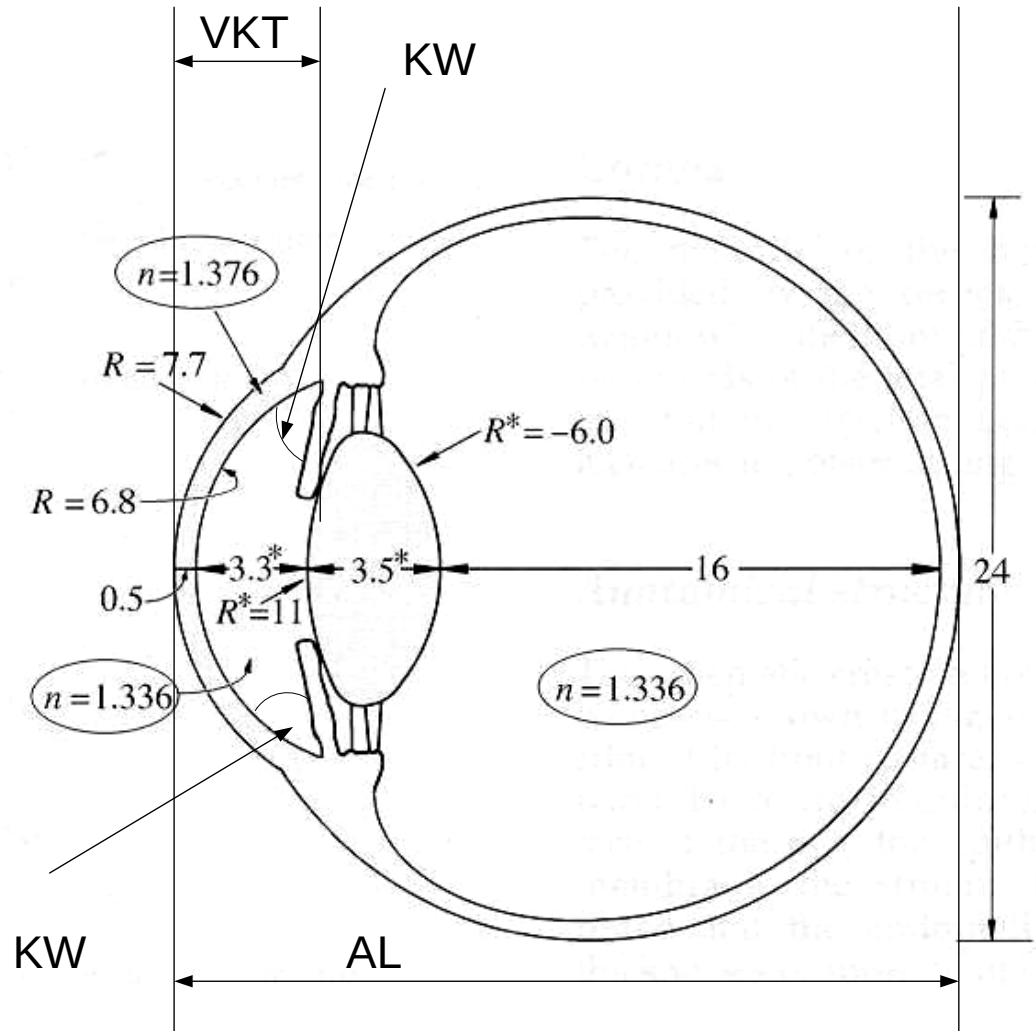
### **11.4 OCT-Systeme**

# Wichtige Messgrößen des Auges

## Geometrische Größen

- Krümmungsradius, Form und Dicke der Hornhaut
- Vorderkammertiefe (Abstand HH - Linse) (VKT)
- Kammerwinkel (KW)
- Augenlänge (AL)

## Augeninnendruck



# Überblick Optische Messmethoden am Auge

---

## **Reflexionsverfahren zur Messung der Hornhautform**

- Ophthalmometer / Keratometer
- Hornhaut-Topographiegeräte

## **Lichtschnitt-Verfahren zur Vermessung des vorderen Augenabschnitts**

- Optische Pachymeter (Hornhautdickenmessgeräte)
- Spaltprojektions-Verfahren
- Scheimpflug-Kameras

## **Kurzkohärenz-Interferometrie zur Vermessung des Auges**

- Anterior Chamber OCT

## 11 Ophtalmologische Systeme und Geräte

### 11.1 Vermessung der Hornhaut

### 11.2 Vermessung des vorderen Augenabschnitts

### 11.3 Refraktometer

### 11.4 OCT-Systeme

# Vereinfachtes Augenmodell



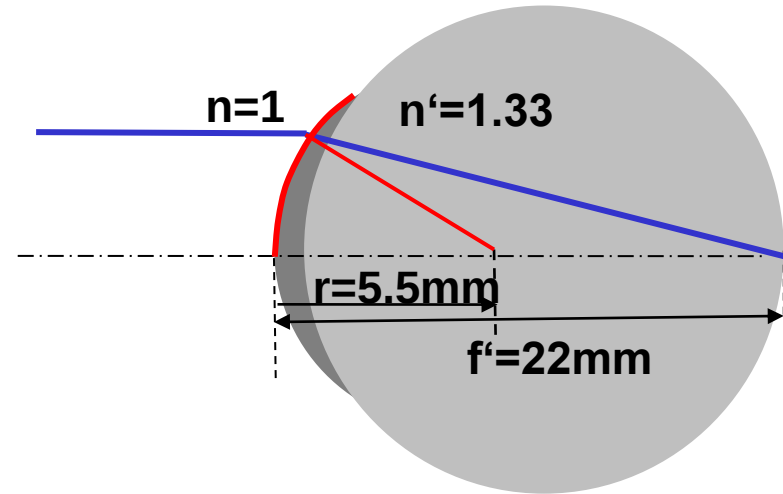
## Vereinfachtes optisches Modell des Auges

→ Gesamtbrechkraft (ca. 59dpt) durch die Hornhaut

**Modellannahme:**  $(n' - n) = 1/3$  und  $r = 5.5\text{mm}$   
(vereinfachtes Augenmodell)

### Brechkraft Einzelfläche

$$\varphi = \frac{(n' - n)}{r} \quad \varphi = \frac{1}{3 * 0.0055\text{m}} \approx 59\text{dpt}$$



### Reales Auge:

Hornhautradius ca.  $r = 7.7\text{mm}$

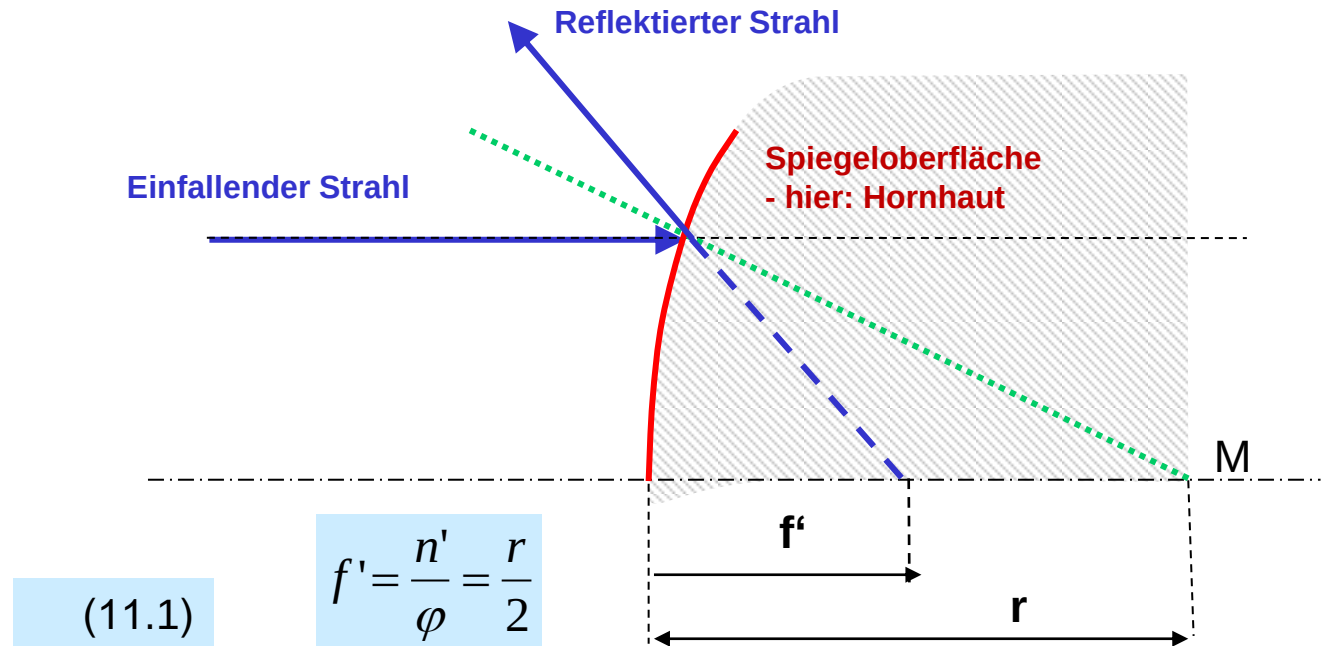
$$\varphi_{\text{Cornea}} = \frac{1}{3 * 0.0077\text{m}} \approx 43\text{dpt}$$

→ 73% der Brechkraft des Auges durch Grenzfläche Luft / Hornhaut

→ Form der Hornhaut (Cornea) hat großen Beitrag zur Abbildung

# Ophthalmometer/Keratometer: Messprinzip

- Messung der Hornhautkrümmung liefert Information über Fehlsichtigkeit (Refraktionsfehler)
- Messprinzip: Abbildung von Teststrukturen an reflektierender Hornhaut
- Abbildung an konvexer Spiegeloberfläche



# Abbildungsgleichung für Reflexion



**Reflexionsgesetz**  $n i = -n i'$

**Paraxiales Brechungsgesetz**  $n i = n' i'$

→ Identisch für  $n' = -n$

→ Identische Gleichungen für paraxiale Größen

Abbildungsgleichung

Brechkraft  $\varphi = \frac{n' - n}{r} = -\frac{2 \cdot n}{r}$

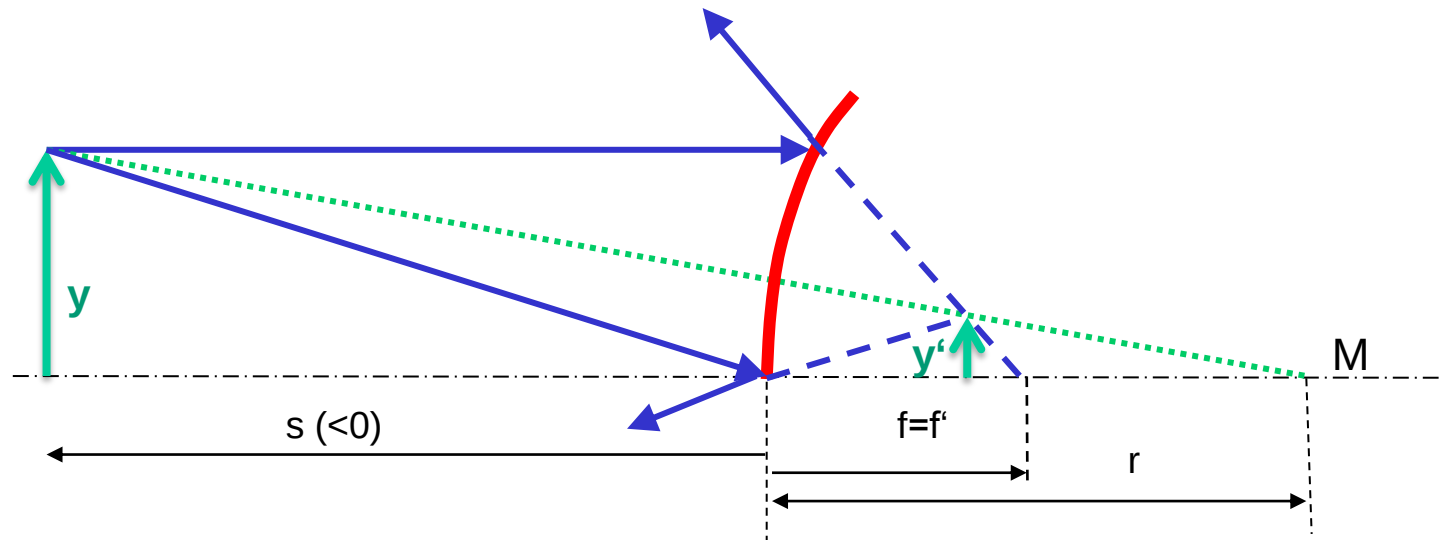
$$\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \varphi \quad \Rightarrow \quad \frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{2}{r} \quad (11.2)$$

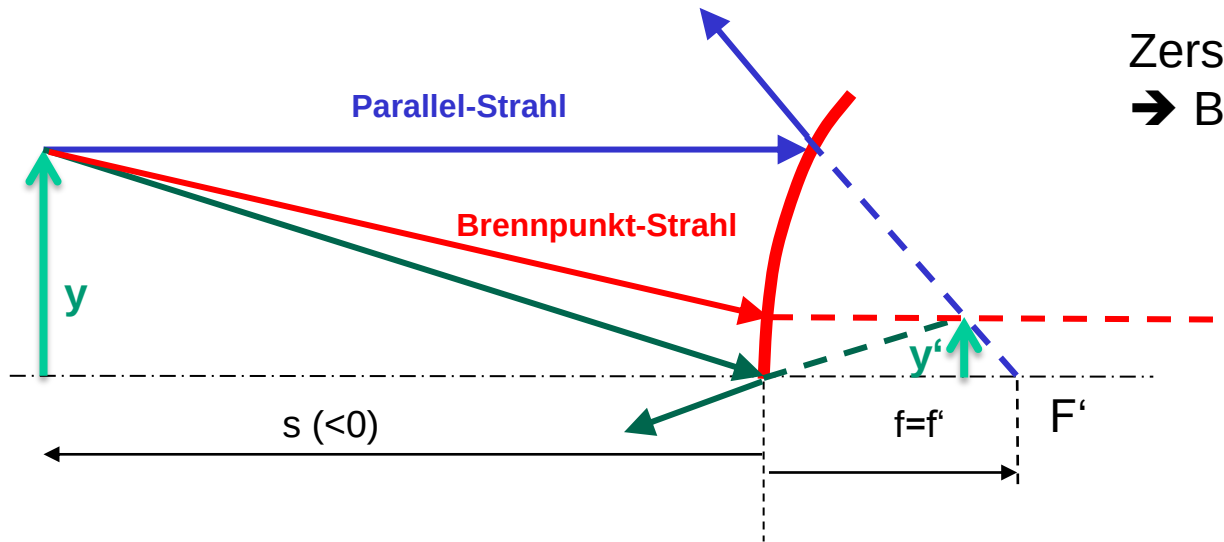
$$\frac{y'}{y} = -\frac{s'}{s}$$

(11.3)

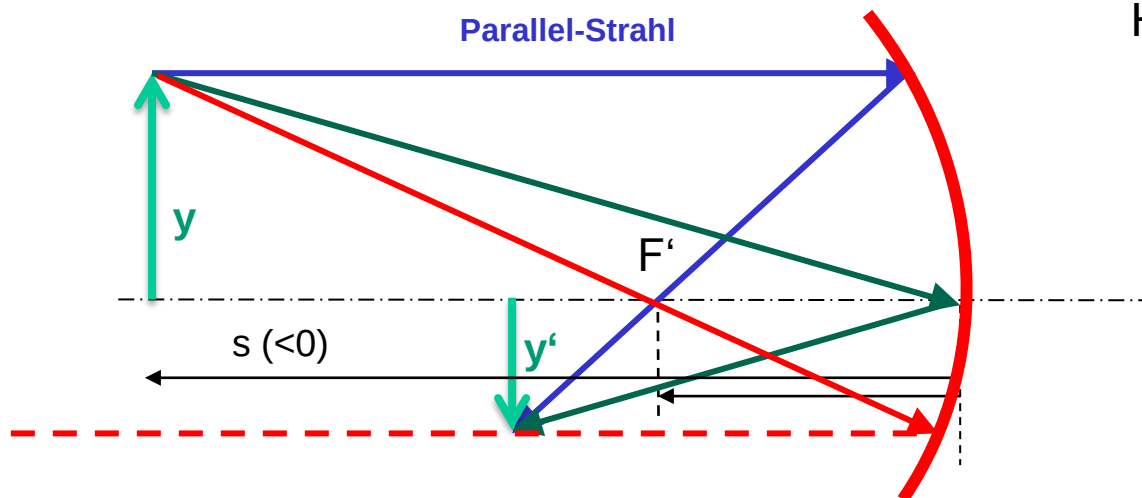
$$f = -\frac{n}{\varphi} = \frac{r}{2}$$

$$f' = \frac{n'}{\varphi} = \frac{r}{2} = f$$





Zerstreuungsspiegel  
→ Bild aufrecht und kleiner



Hohlspiegel

# Ophthalmometer/Keratometer: Messprinzip

## → Messprinzip

Abbildung von Teststrukturen (T1 & T2)  
an reflektierender Hornhaut

→ Radius  $r$  aus Bildgröße  $y'$  und Abstand  $s$   
berechenbar

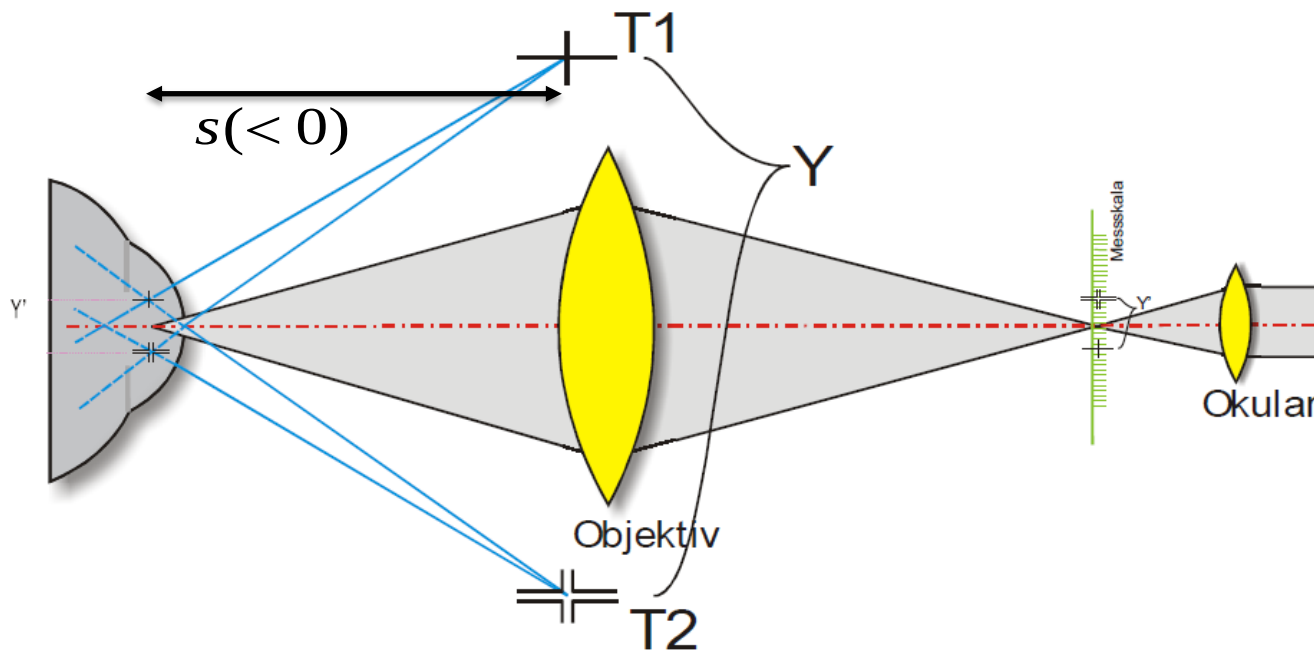
$$\frac{y'}{y} = -\frac{s'}{s}$$

$$\frac{1}{s'} + \frac{1}{s} = \frac{2}{r}$$



$$r = \frac{2 \cdot s \cdot y'}{y' - y}$$

(11.4)



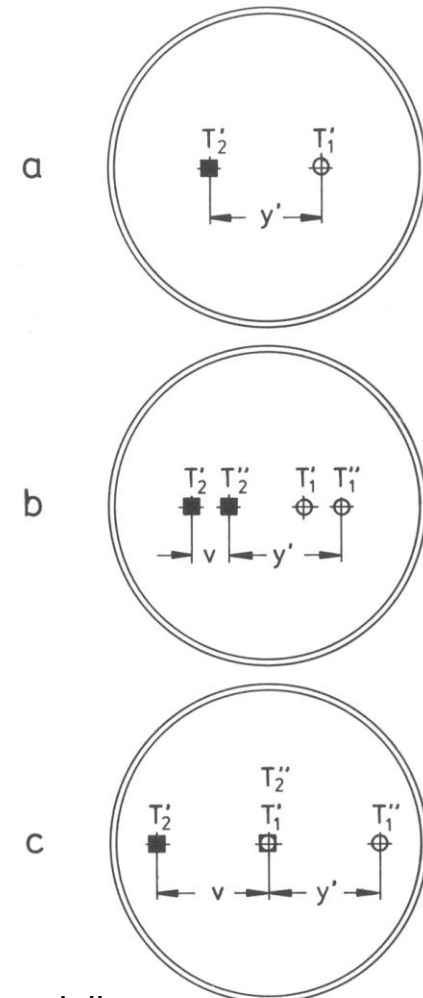
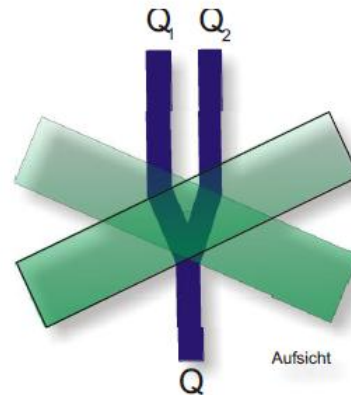
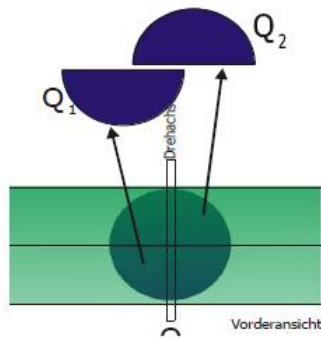
# Ophthalmometer/Keratometer: Messprinzip

## Problem:

Die Augenbewegungen machen eine direkte Messung der Bildgröße  $y'$  schwierig

## Lösung:

Koinzidenzverfahren auf Basis der Bildverdopplungseinheit  
z.B. mit gekippten Planplatten



# Ophthalmometer/Keratometer: Messprinzip

## Verschiedene Typen und Teststrukturen

Rodenstock C-Mess



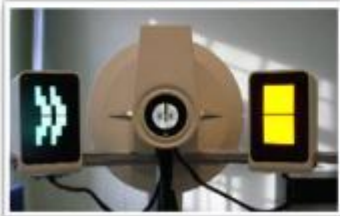
Koinzidenz der inneren Testmarken



Das Ergebnis wird oberhalb des Geräte-Tubus an der Skala (siehe rechtes Bild) abgelesen.



Koinzidenz-einstellung

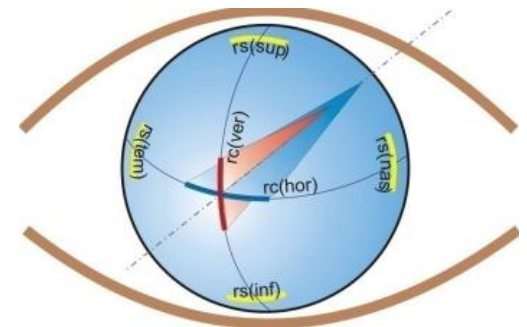


Skala-  
Ablesung

Achslage nach Tabo ablesbar



dpt / Radien in 0,05mm gestuft

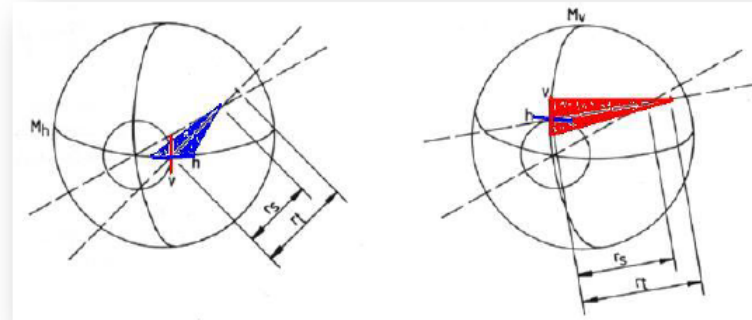


# Topographie der Hornhaut

## Geometrie der Hornhaut

Reale HH weicht von Kugelform ab:

- ist nicht rotationssymmetrisch (Astigmatismus)
- im zentralen Bereich sphärische bzw. torischen Fläche, im peripheren Bereich einer Ellipse



*Sagittal- und Tangentialradien auf der Hornhaut-vorderfläche*

**Erklärungen:**

Mh=horizontaler Meridian

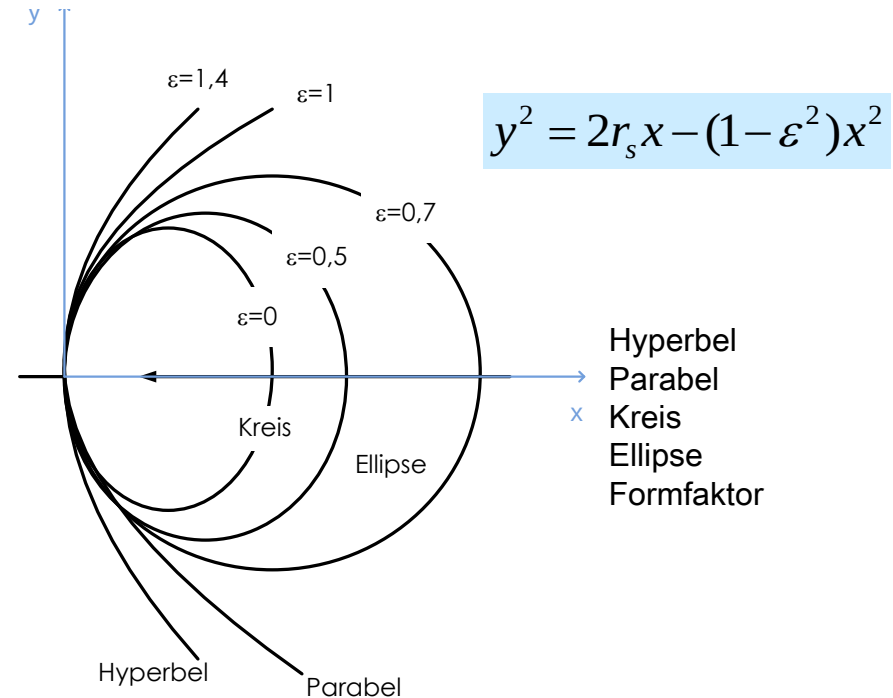
rs = Sagittalradius (koaxial)

h = horizontal

Mv = vertikaler Meridian    rt = Meridionalradius (Tangentialradius)

v = vertikal

|          |                       |
|----------|-----------------------|
| Kreis    | $\varepsilon=0$       |
| Ellipse  | $0 < \varepsilon < 1$ |
| Parabel  | $\varepsilon = 1$     |
| Hyperbel | $\varepsilon > 1$     |



**Keratometer erlaubt nur Messung des Tangential- / Saggitalradius**

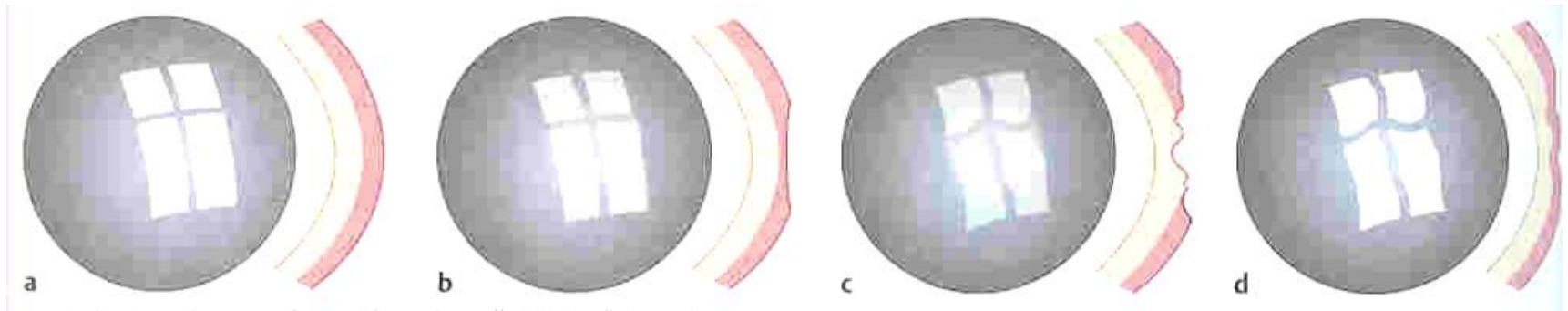
**➔ Lösung: Topographiegeräte**

# Hornhaut-Topographiegeräte: Grundlagen

## Grundprinzip:

Auswertung des Spiegelbild eines hellen Objektes auf der Hornhaut

Beispiel: Fensterkreuz



# Hornhaut-Topographiegeräte: Historisches

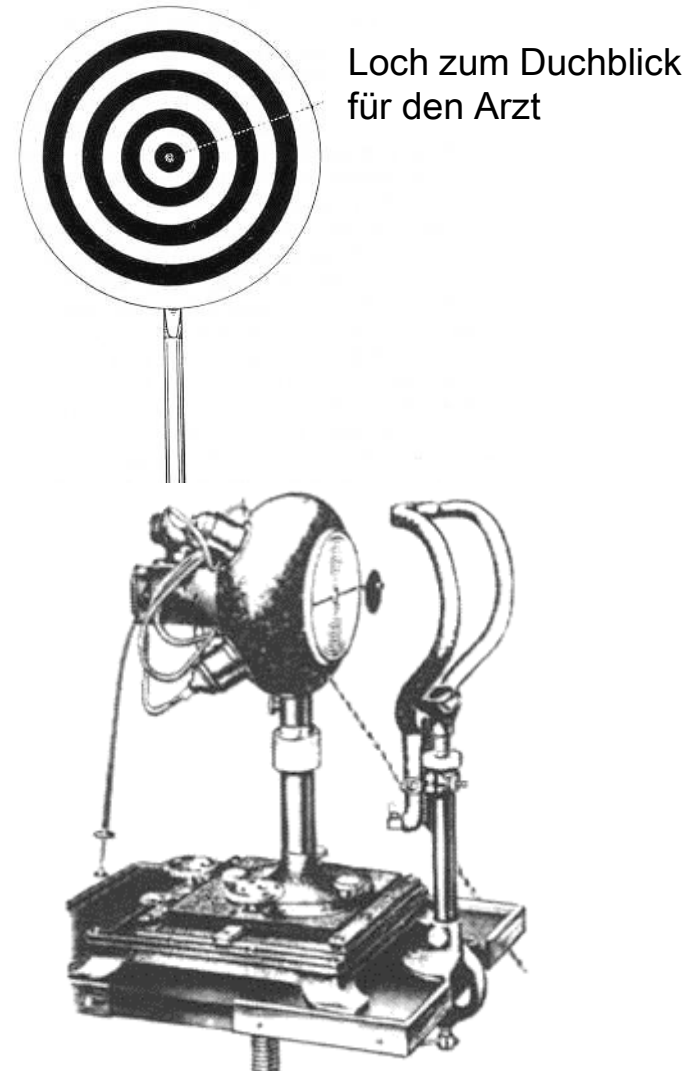
## Erste technische Realisierung:

Ringscheibe,  
sogenannte Placido-Scheibe  
(nach Antonio Placido 1880)

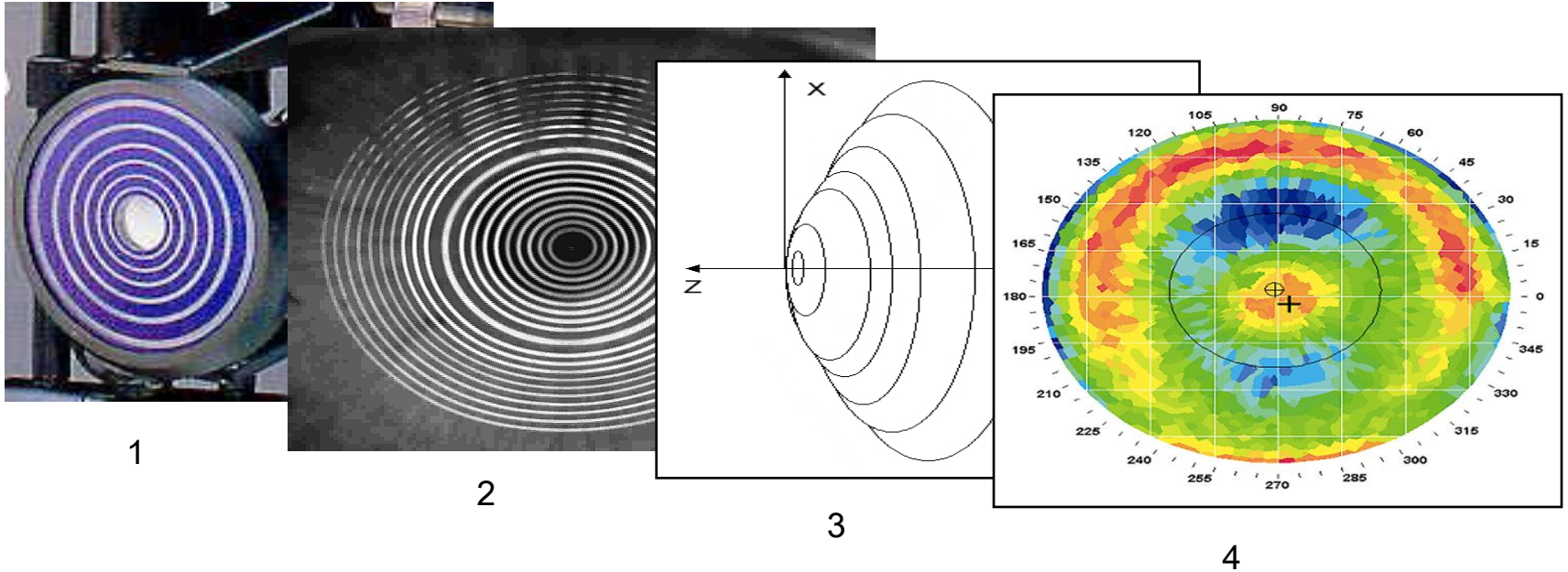
Bei sphärischer Hornhaut  
spiegeln sich die Reflexe symmetrisch, sonst  
Verzerrungen

## Erstes kommerzielles Gerät:

1930 (Zeiss Jena)  
Photo-Keratoskop nach Amsler



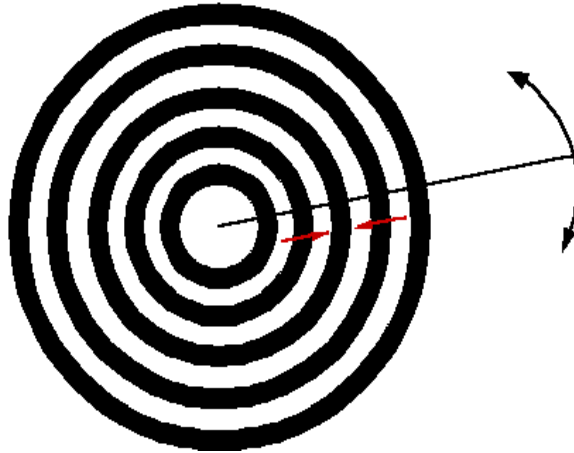
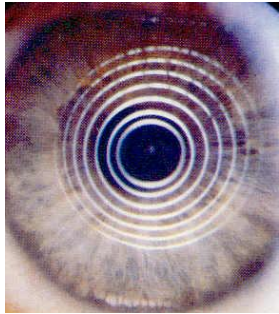
# Grundlagen Placido-Disk-Verfahren



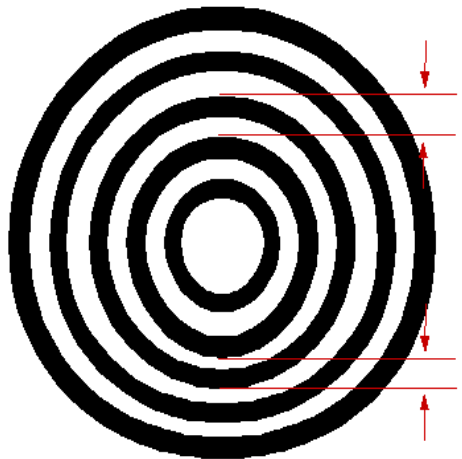
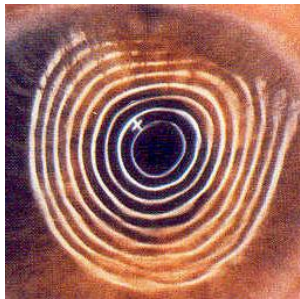
## Grundlagen Placido-Disk-Verfahren:

1. Ringprojektion auf die Cornea mit Placido-Scheibe
2. Videoaufnahme des Reflexbildes der Ringe und Ringdetektion (Rohdaten)
3. Rekonstruktion der Hornhautvorderfläche mit Tränenfilm
4. Ableitung von charakteristischen lokalen Formparametern (Krümmungsradien, Höhen, ...) und deren Darstellung als Falschfarbenbilder

# Grundlagen Placido-Disk-Verfahren



Die Analyse des Radius jedes Ringes und der Abstand zwischen den Ringen erfolgt über das gesamte Bild unter Verwendung tausender Datenpunkte.

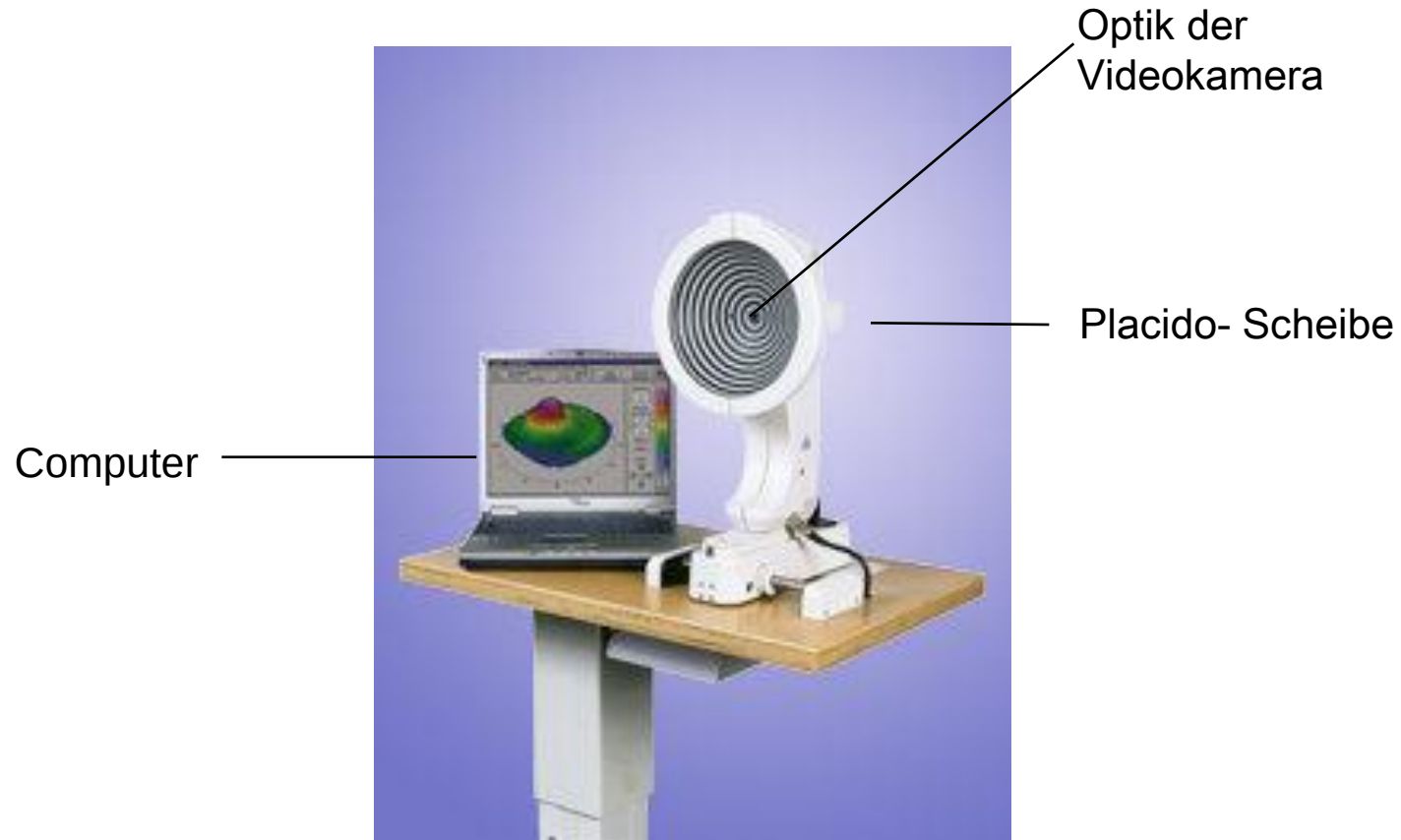


**flacher**

**steiler**

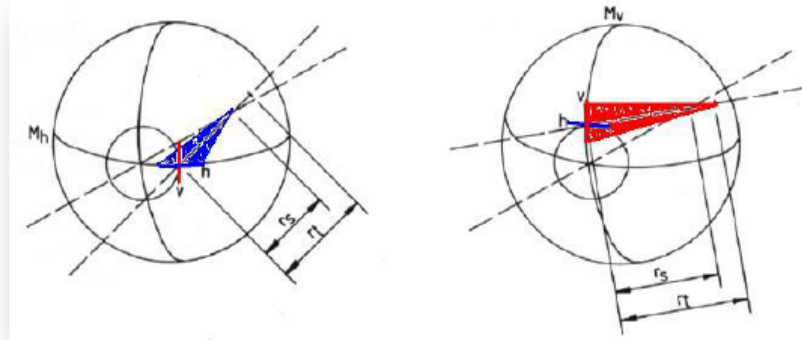
Je größer der Abstand zwischen den Ringen, desto flacher die Hornhaut und desto geringer ihre Brechkraft. Bei einer steileren Hornhaut ist dieser Zusammenhang umgekehrt.

# Beispiel: Keratograph von der Firma Oculus



**Aufbau des Keratographen von der Firma Oculus**

# Meridional- (Tangential)- Radien



*Sagittal- und Tangentialradien auf der Hornhaut-vorderfläche*

*Erklärungen:*

Mh=horizontaler Meridian

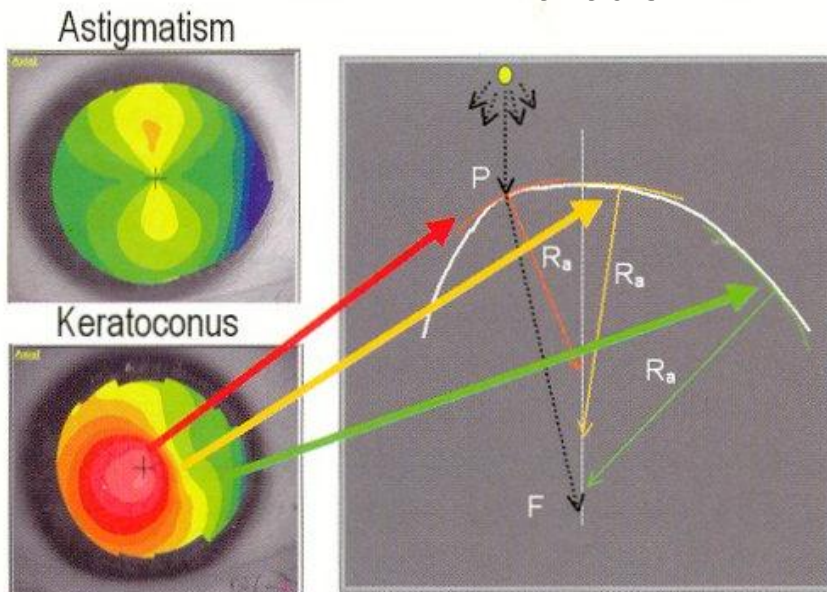
rs = Sagittalradius (koaxial)

h = horizontal

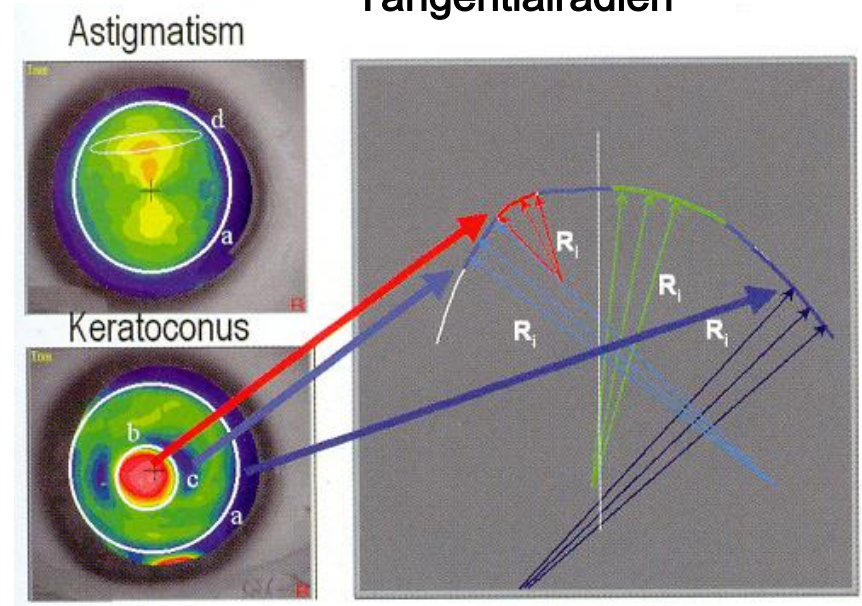
Mv = vertikaler Meridian    rt = Meridionalradius (Tangentialradius)

v = vertikal

## Axialradien

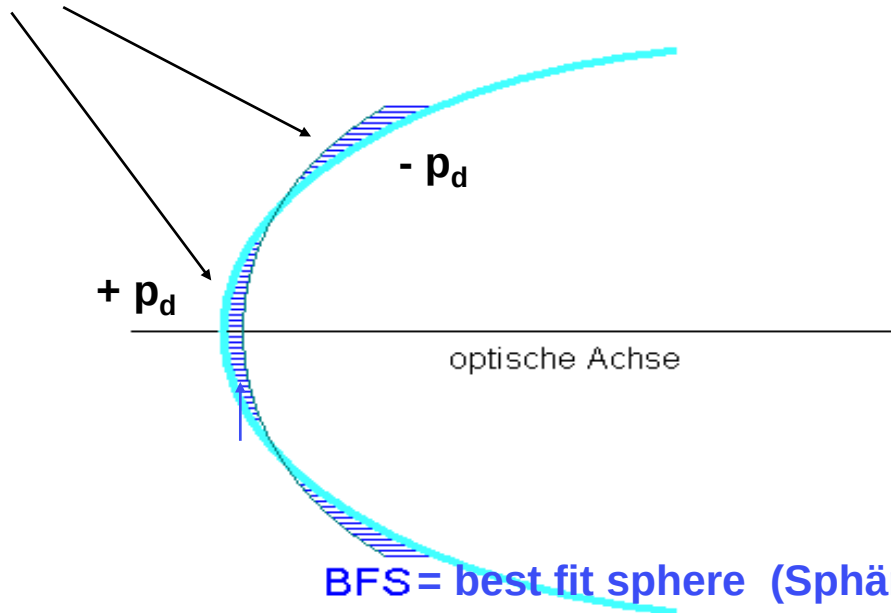


## Tangentialradien



# Hornhaut-Topographiegeräte: Höhendarstellung

Pfeilhöhendifferenz ( $p_d$ ) von Cornea und Referenzkörper( $p_d$ )



## Pfeilhöhendarstellung:

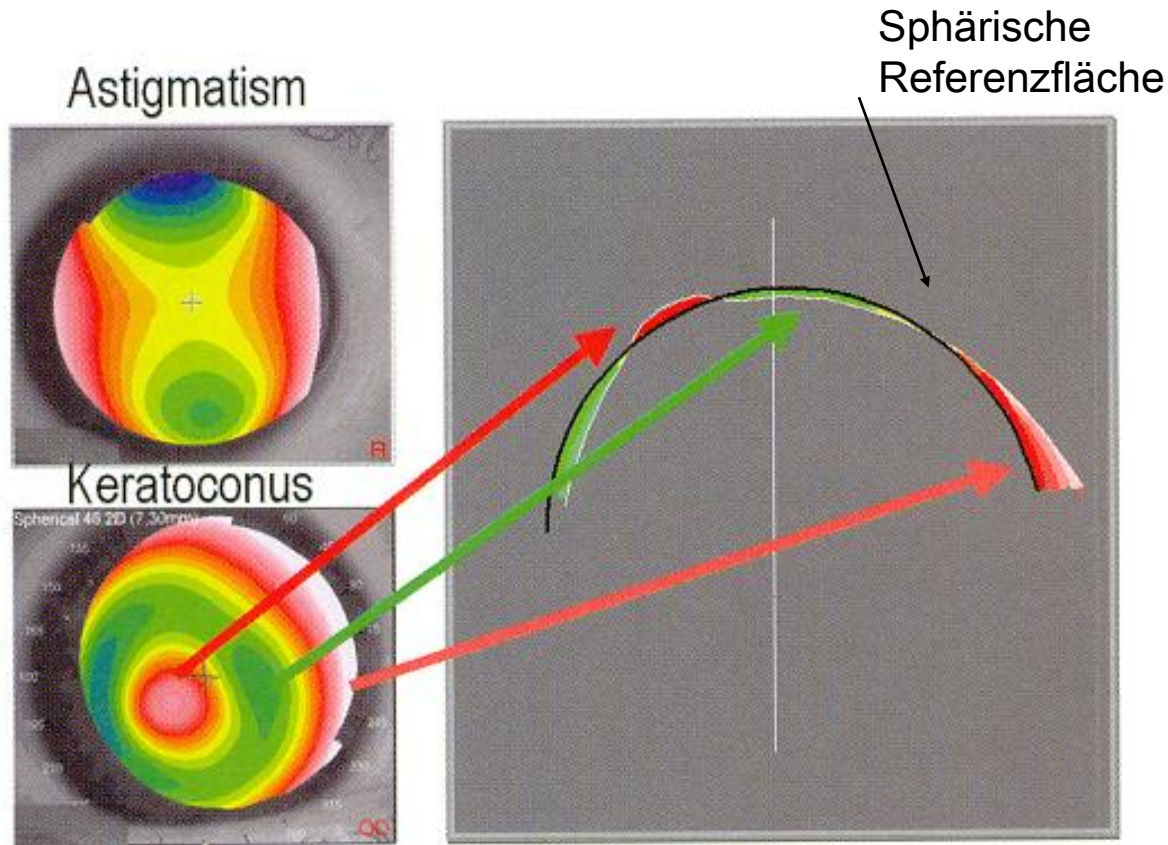
Relative Höhendarstellung

(relative Pfeilhöhe zu einer Referenzfläche, die globale Form am besten annähert)

⇒ Lokale Abweichungen von der globalen Hornhaut-Form können deutlich dargestellt werden

# Hornhaut-Topographiegeräte: Höhendarstellung

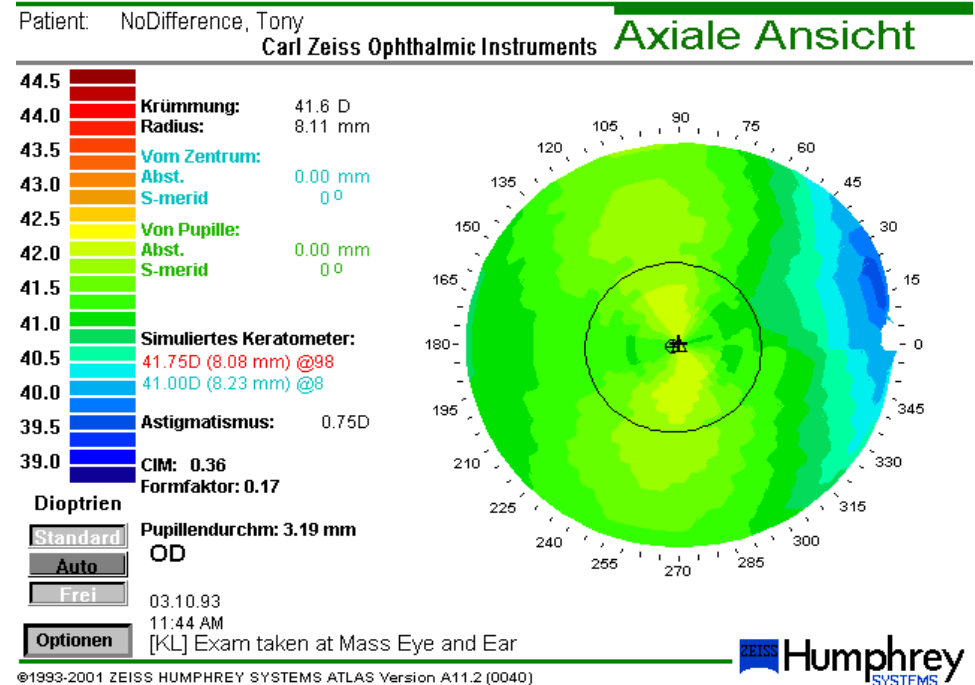
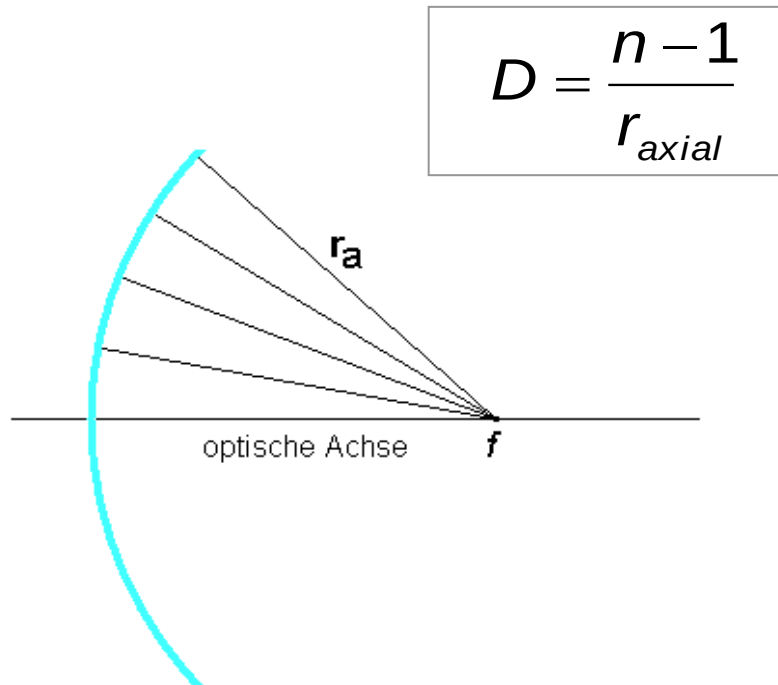
Höhendarstellung eines Normalauges mit Keratokonus



## Keratokonius:

Ausdünnung und  
Kegelförmige Verformung  
der Hornhaut

# Brechkraftdarstellung

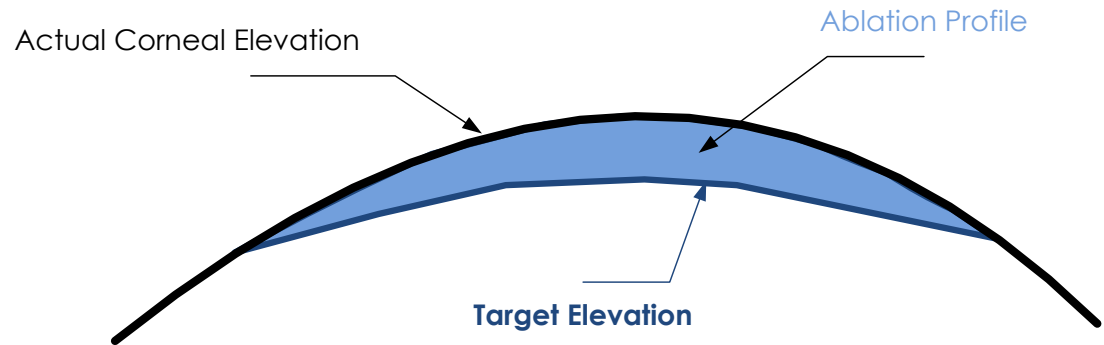


Brechkraftdarstellung (axial) einer Hornhaut mit leichtem Hornhautastigmatismus

# Anwendungen Hornhaut-Topographiegeräte

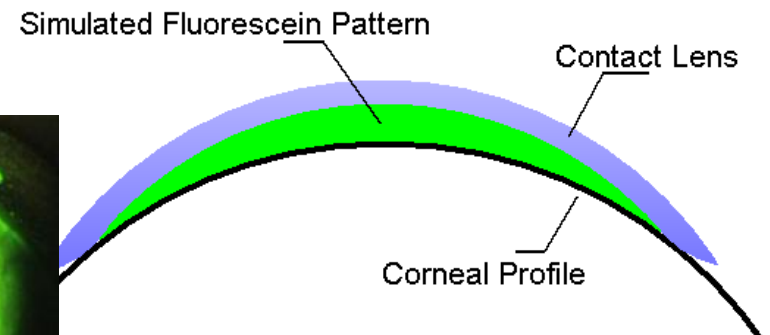
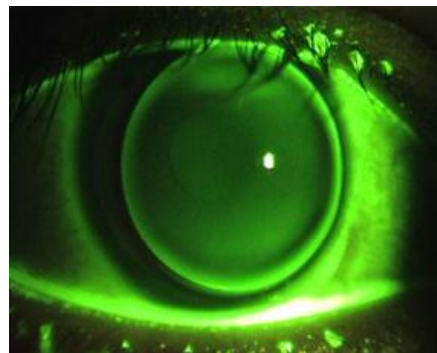
## Topographiegeführte Excimerlaserbehandlung

- Der Topograph misst das aktuelle Höhenprofil.
- Die Differenz zwischen aktuellem und gewünschtem Profil bestimmt das Ablationsprogramm für einen Excimerlaser



## Anpassung von harten Kontaktlinsen

- ➔ Klassische Alternative: Fluoreszin –Bildgebung



## 11 Ophtalmologisches Systeme und Geräte

### 11.1 Vermessung der Hornhaut

### 11.2 Vermessung des vorderen Augenabschnitts

### 11.3 Refraktometer

### 11.4 OCT-Systeme

# Anwendung optischer Pachymeter

## Pachymeter:

Messgerät zur Messung der Hornhautdicke und Vorderkammertiefe

### Hornhautdicke:

#### Hornhautchirurgie, insbesondere refraktive Laserchirurgie

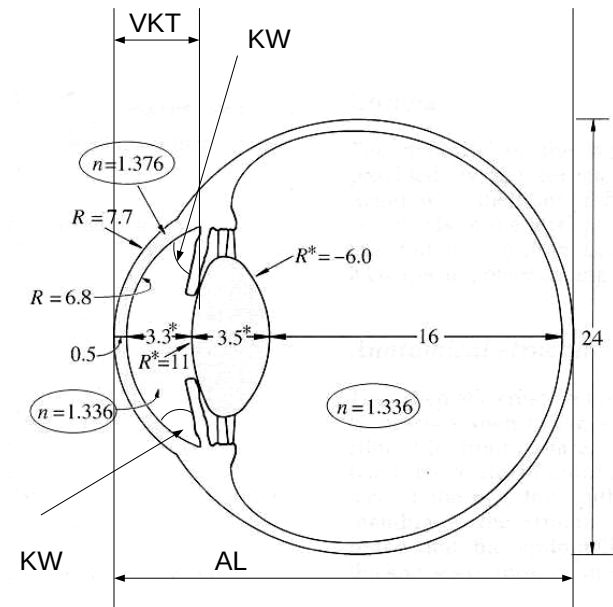
Ein gewisse Restdicke muss bei der Hornhautablation bleiben  
-> Präoperative Hornhautdickenmessung ist unerlässlich!

#### Augeninnendruck (Glaukom)

Gemessener Druck ist abhängig von Hornhautdicke  
-> Zuverlässige Werte erst nach Korrektur der Dicke!

### Vorderkammertiefe:

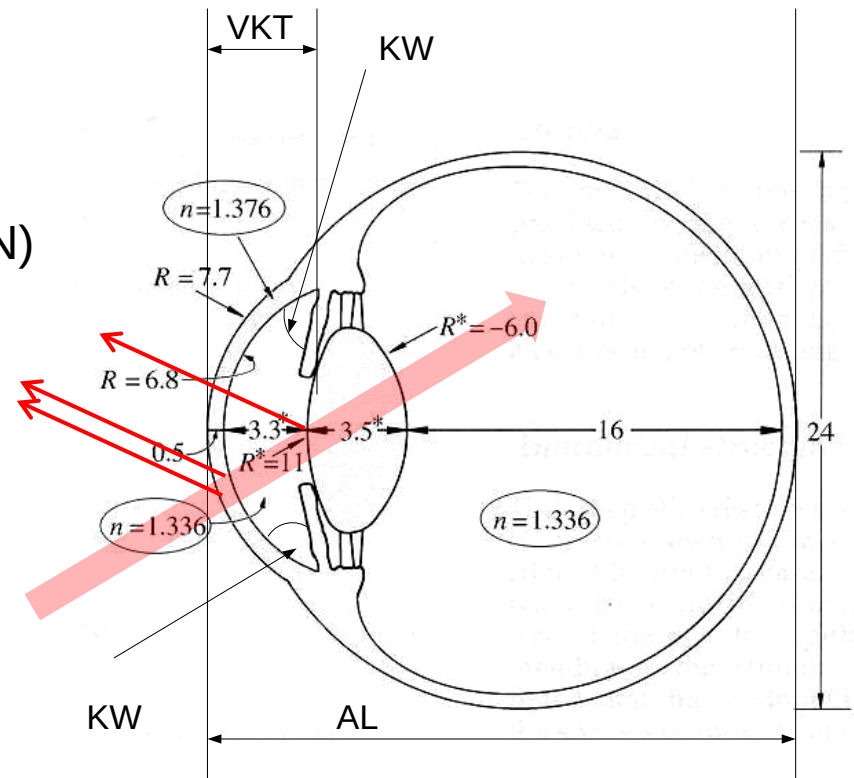
- Kataraktchirurgie (IOL-Bestimmung)
- Refraktive Linsen Chirurgie (phake IOLs)
- Glaukom (Kammerwinkel)



# Vermessung des vorderen Augenabschnitts

Optische Messmethoden basieren hier hauptsächlich auf **Lichtschnitt-Verfahren**, basierend auf Spaltlampen:

- Optische Pachymeter
- Spaltprojektions-Verfahren (ORBSCAN)
- Scheimpflug-Kameras



# Pachymeter: System-Typen

## Untraschall Pachymeter

**Methode: Ultraschall-Impuls-Echo-Verfahren**

Vorteile:

Einfach, kostengünstig, mobil, daher die im Normalfall verwendete Methode

Nachteil: Berührungsmethode



## Optisches Pachymeter

**Methoden**

**Slit projection (Traditionelles optisches Pachymeter)**

**Low coherence interferometry**

Vorteile: Berührungslos, genau

Nachteil: teuer

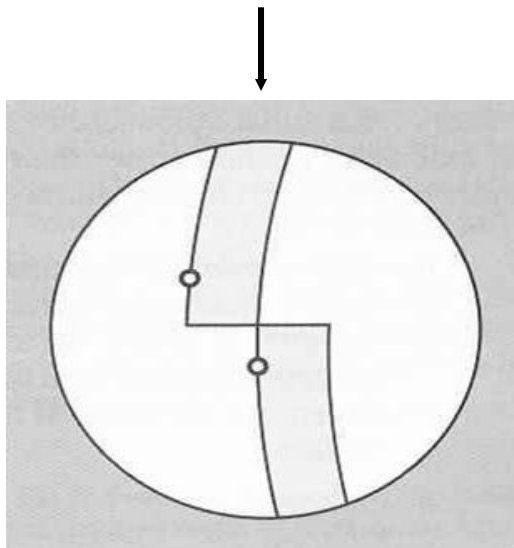


Quelle: Prof. Kaschke Vorlesung am KIT

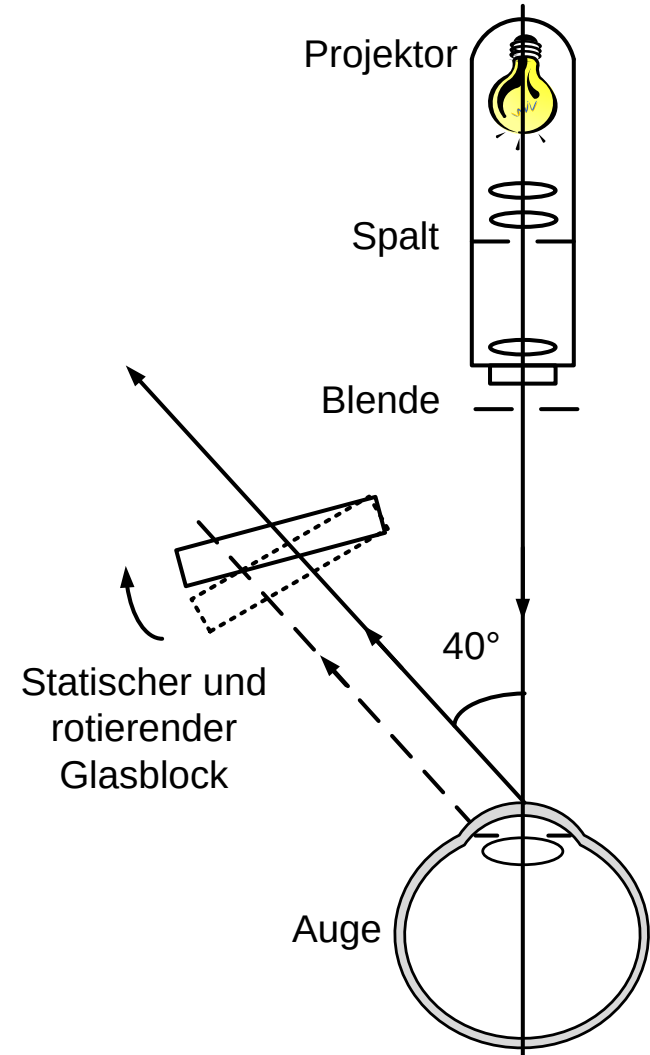
# Optische Pachymeter: Spaltprojektion

## Messprinzip:

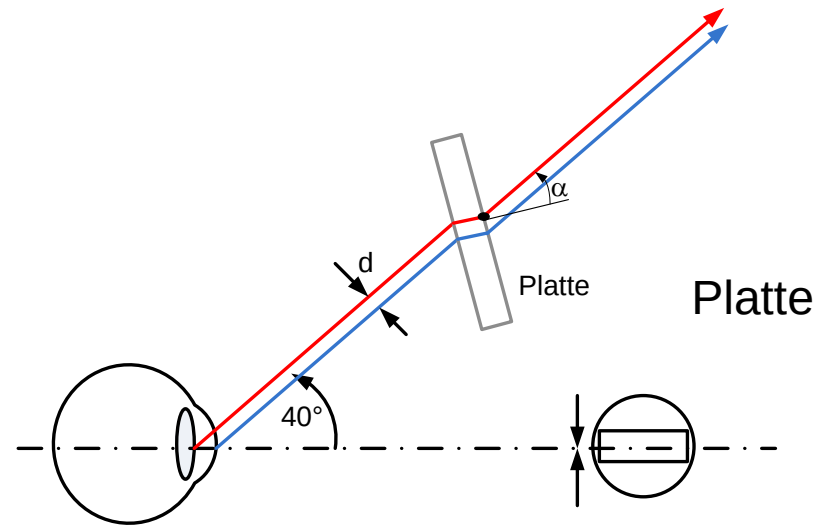
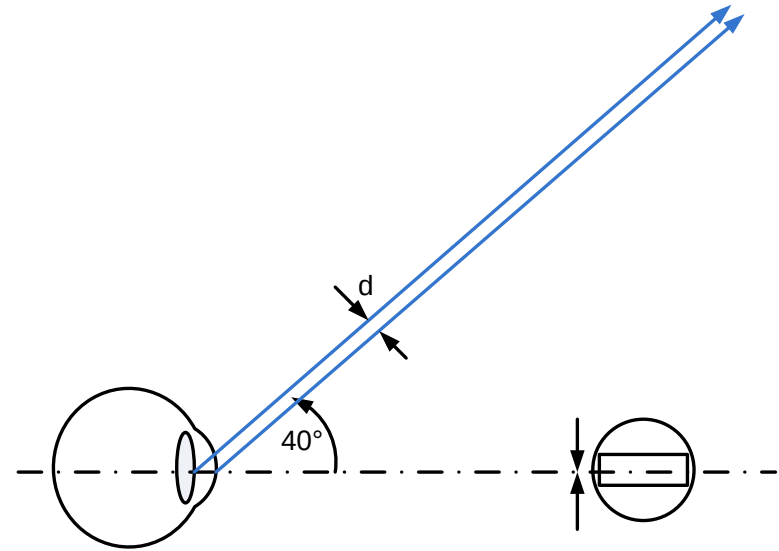
- Zentrale Projektion eines feinen Lichtspaltes auf die Hornhaut
- seitliche Beobachtung Streubild
- Messung Streubildbreite durch einstellbare Bildteilung



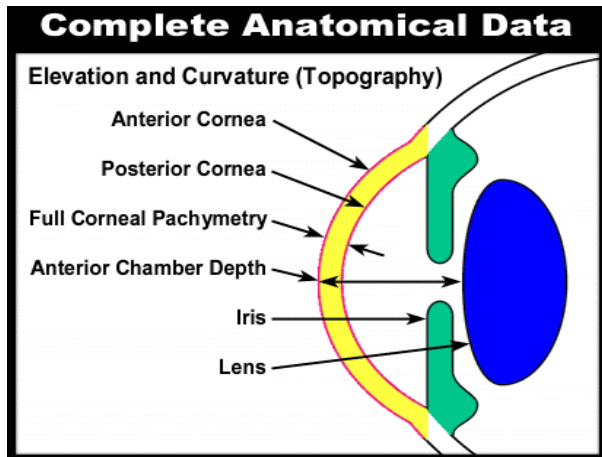
Messprinzip



# Einstellbare Bildteilung im Lichtschnitt-Verfahren

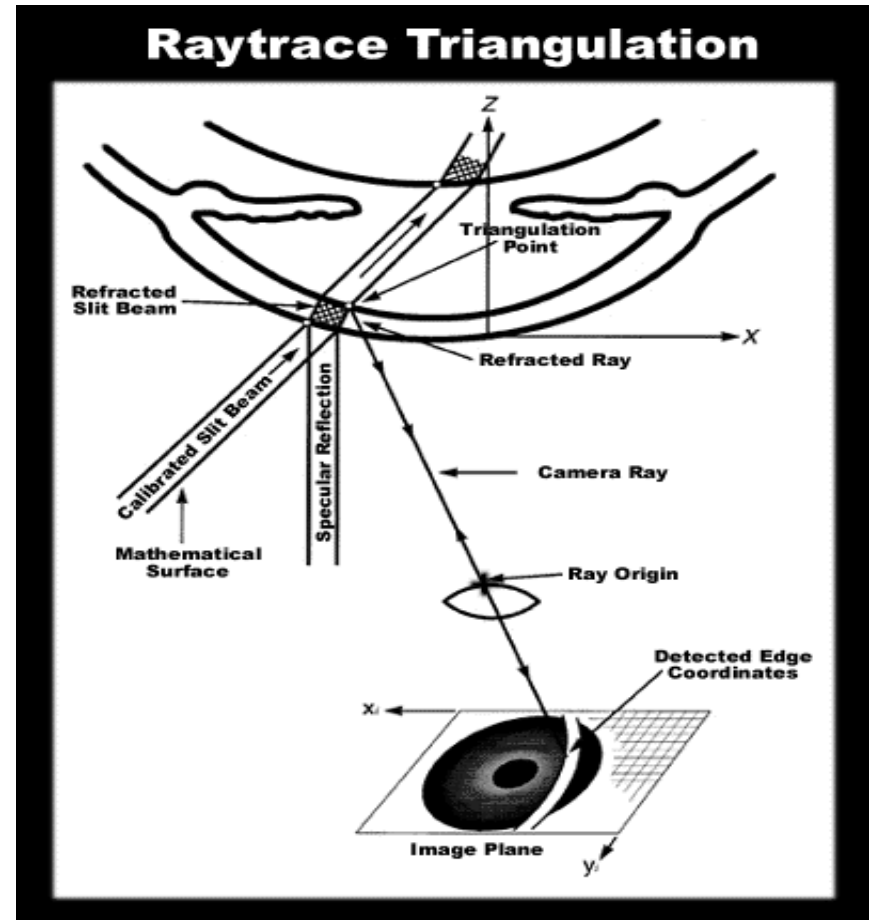


# Slit Projektionsverfahren (ORBSCAN)



## Funktionsprinzip

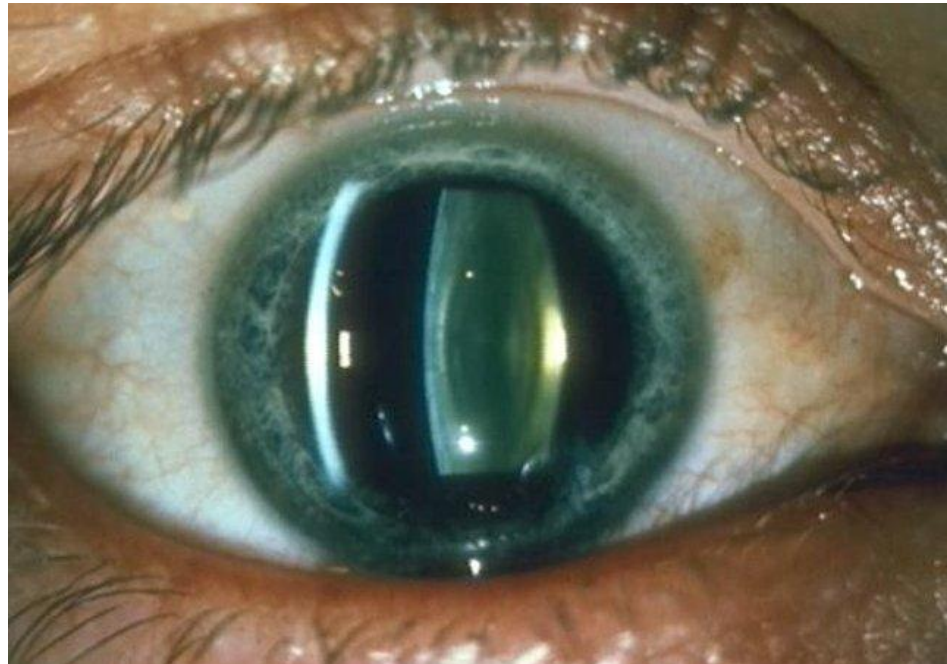
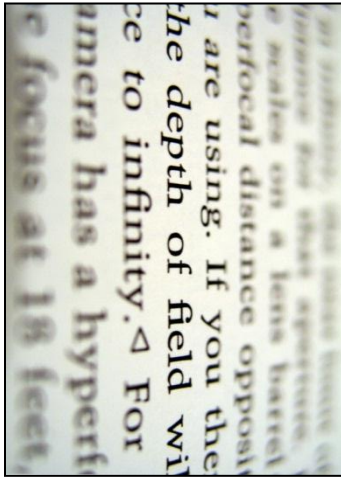
Nach Kantendetektion werden aus den Streubildern mittels Triangulations-Algorithmen die geometrischen Roh-Daten (Höhendaten) des Auges ermittelt. Mittels Raytracing werden Strahlveränderungen beim Durchgang durch die Hornhaut berücksichtigt und so die wahren geometrischen Verhältnisse bestimmt (Raytracing Triangulation).



# Scheimpflug - Verfahren

## Problem:

Begrenzte Tiefenschärfe normaler Aufnahmetechniken verhindert gleichzeitig scharfe Abbildung der Streubilder von Hornhaut und Linse.



# Scheimpflug - Verfahren

## Aufnahmetechniken

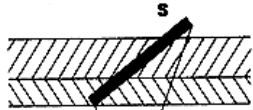


Fig. 1

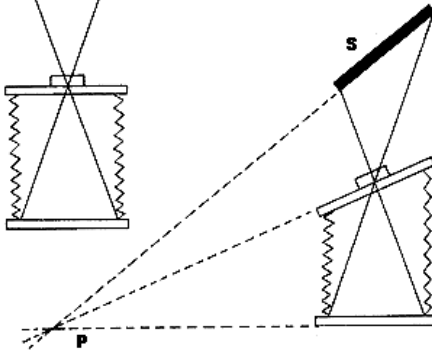


Fig. 2

Fig 1: Problem

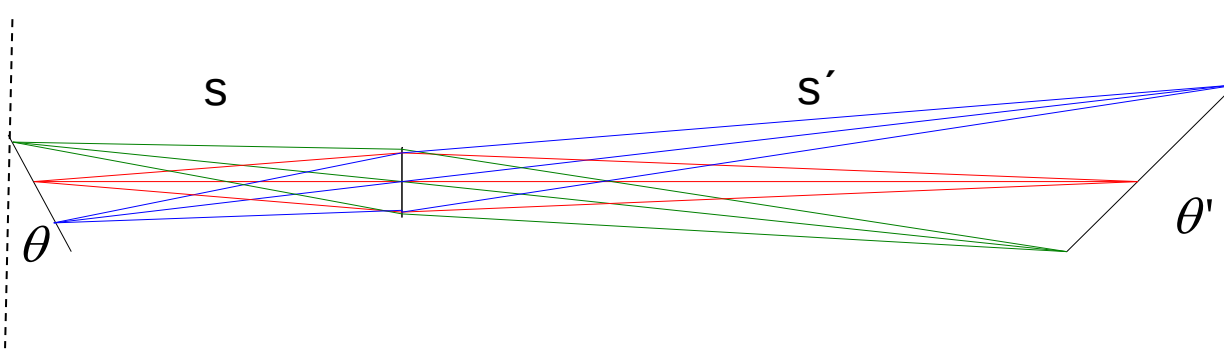
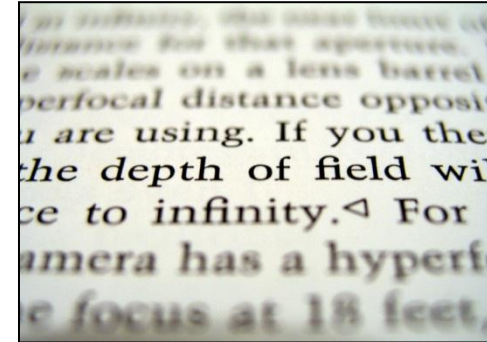
**Übliche Fotoanordnung**

⇒ Tiefenschärfe begrenzt

Fig 2: Lösung

**Scheimpflug-Anordnung**

⇒ **Kipp der Bildebene** ermöglicht Aufnahmen mit großem Tiefenschärfenbereich

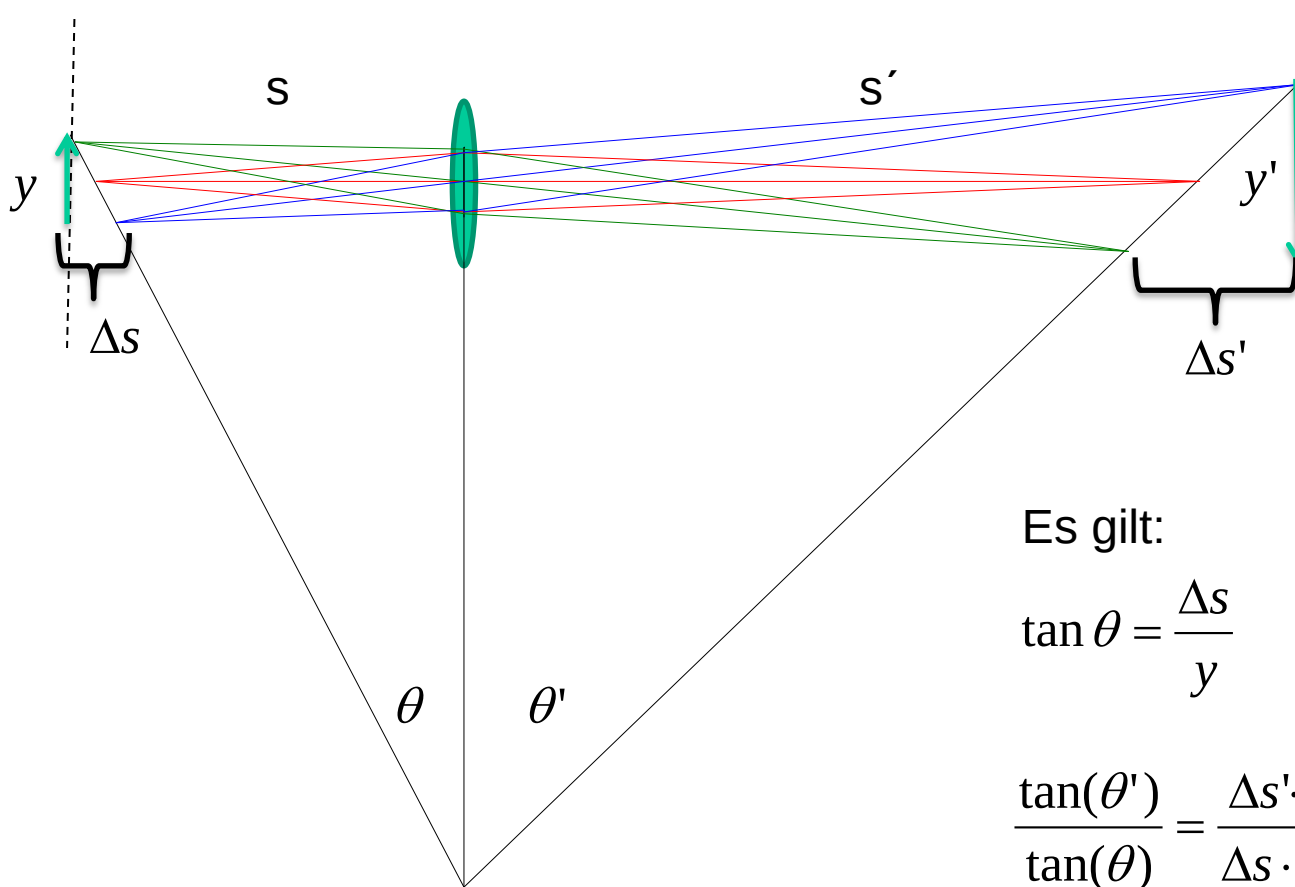


$$\frac{\tan(\theta')}{\tan(\theta)} = \frac{s'}{s}$$

(11.5)



# Scheimpflug – Bedingung



Abbildungsmaßstab:

$$\beta = \frac{y'}{y} = \frac{s'}{s}$$

Tiefenmaßstab:

$$\alpha = \frac{\Delta s'}{\Delta s} = \beta^2$$

Es gilt:

$$\tan \theta = \frac{\Delta s}{y} \quad \tan \theta' = \frac{\Delta s'}{y'}$$

$$\frac{\tan(\theta')}{\tan(\theta)} = \frac{\Delta s' \cdot y}{\Delta s \cdot y'} = \beta = \frac{s'}{s}$$

$$\frac{\tan(\theta')}{\tan(\theta)} = \frac{s'}{s}$$

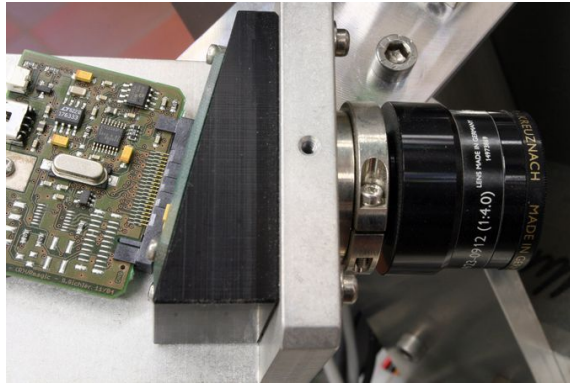
(11.5)

## Scheimpflug-Bedingung

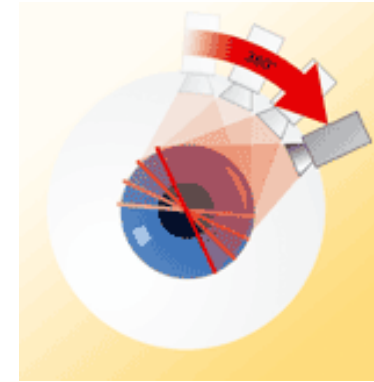
Die Objektebene, scharfe Objekt und Bildebene schneiden sich in einer Linie

# Scheimpflug Kameras: Pentacam von Oculus

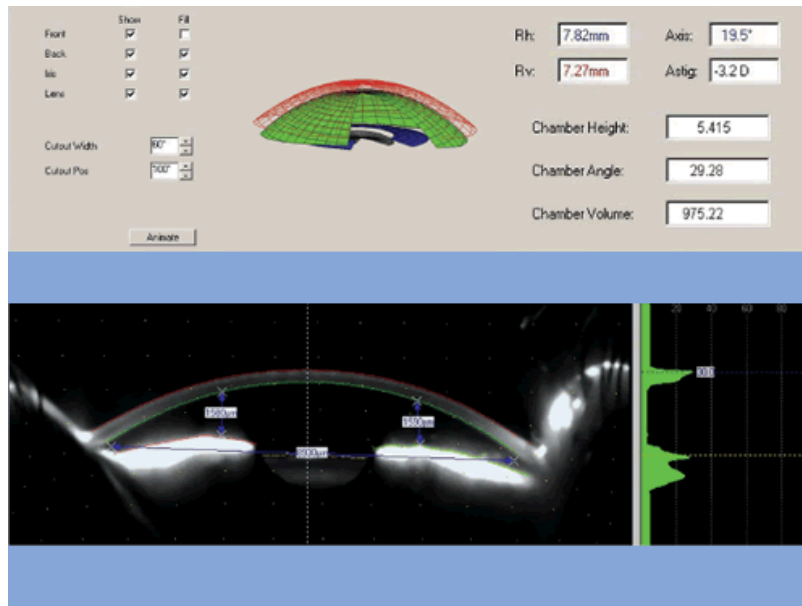
Prinzip der  
Scheimpflug-  
Kamera  
(Kipp der  
Bildebene)



[www.iapg.jade-hs.de](http://www.iapg.jade-hs.de)



Die Pentacam erfasst die  
vorderen Augensegments  
mittels einer drehenden  
Messung



Die erfassten Scheimpflug Bilder  
werden verwendet, um ein 3D-Modell  
des vorderen Augensegments zu  
erstellen, aus denen alle anderen  
Informationen berechnet werden

Quelle: Prof. Kaschke Vorlesung am KIT

## 11 Ophtalmologisches Systeme und Geräte

11.1 Vermessung der Hornhaut

11.2 Vermessung des vorderen Augenabschnitts

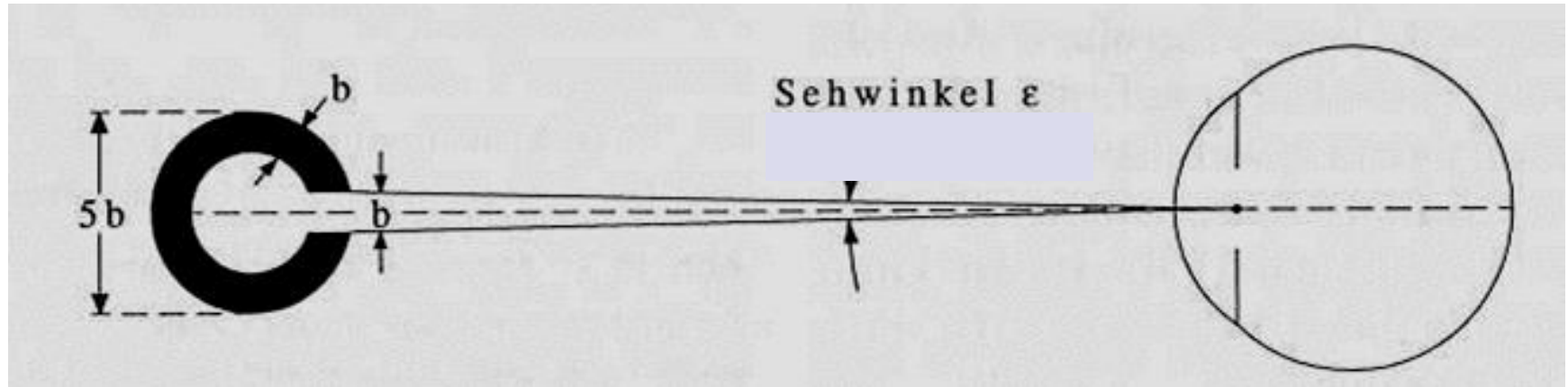
11.3 Refraktometer

11.4 OCT-Systeme

# Subjektive Refraktionsbestimmung

Bestimmung der Sehschärfe (Refraktionsbestimmung)

→ Die Wahrnehmung eines Sehzeichens wird bestimmt



Landolt Ring = Normsehzeichen



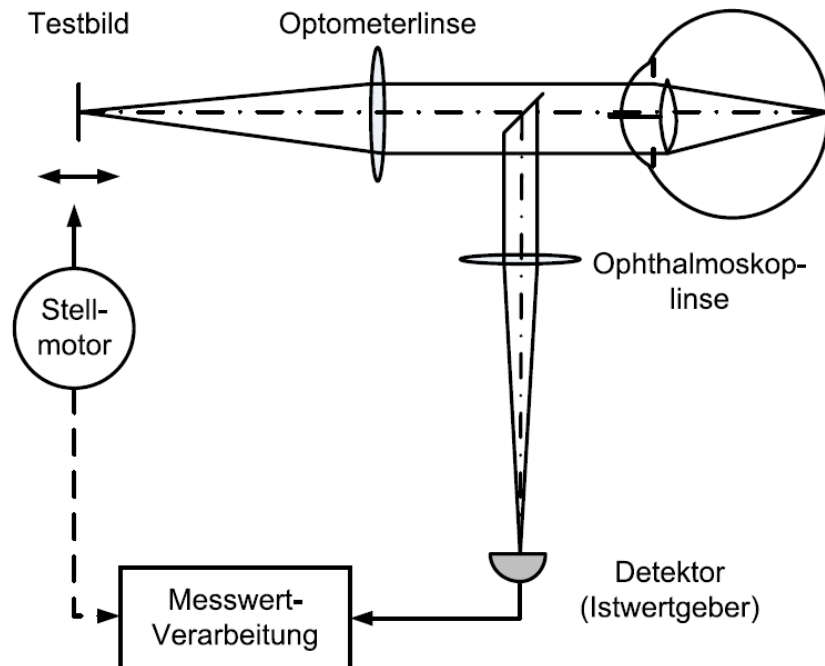
- Ring-Öffnung wird in 8 versch. Richtungen angeboten
- Die Richtung der Öffnung muss erkannt werden
- Für Visus = 1 (Winkelauflösung  $1'$ ):  $b = 1.74\text{mm}$  für einen Abstand von 6m

# Objektive Refraktionsbestimmung

Im Gegensatz zur subjektiven Refraktionsbestimmung gibt es auch optische Messgeräte zur Bestimmung der Brechkraft / Sehschärfe  
(Anwendung z.B. bei Kindern oder zur Bestimmung von "höheren" Aberrationen)

- Refraktometer
- Skiaskop
- Aberrometer

Aufbau eines Refraktometers  
Testbild (Infraroten) wird auf  
Retina projiziert und  
beobachtet



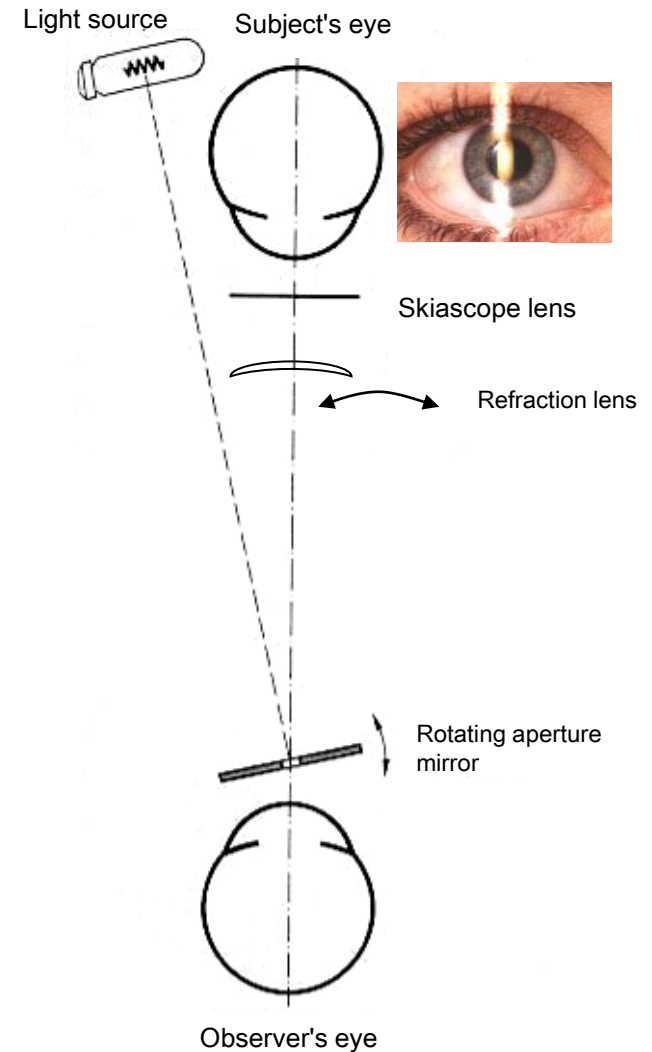
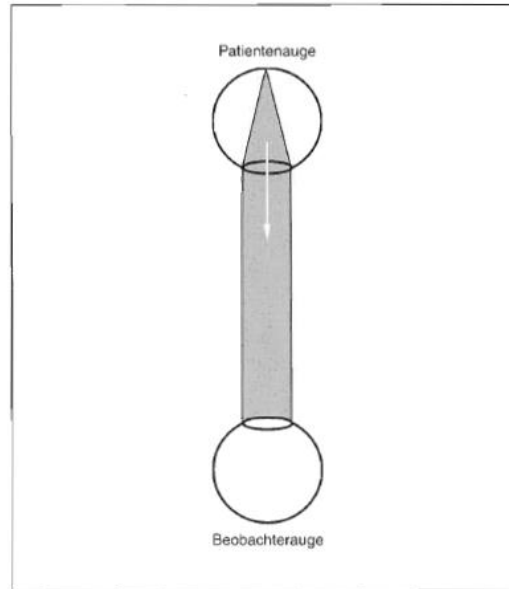
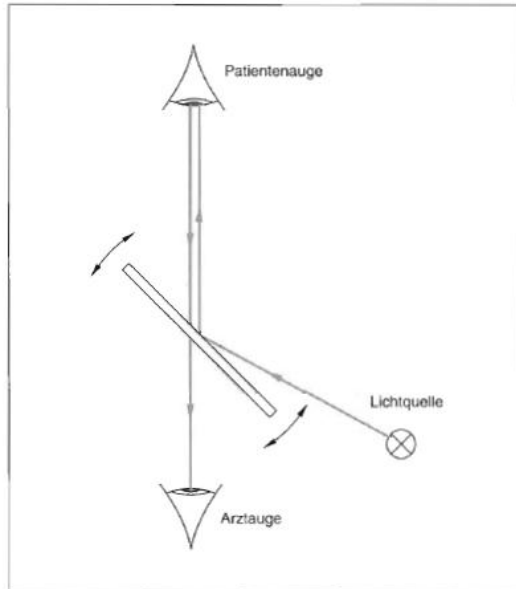
# Skiaskop (Retinoskop)

## Einfachste Anordnung zur Objektiven Bestimmung der Sehschärfe

Prinzip:

Ein Lichtstreifen wird über das Auge des Patienten geschwenkt und erzeugt einen wandernden Lichtstreifen auf der Retina.

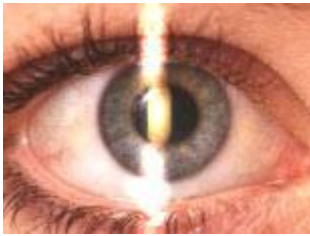
➔ Bei Normalsichtigem Auge leuchtet bei einer Position das Auge rot auf (Rotreflex), da ein stark vergrößertes Bild der Retina sichtbar wird (siehe unten, bzw. Augenspiegel)



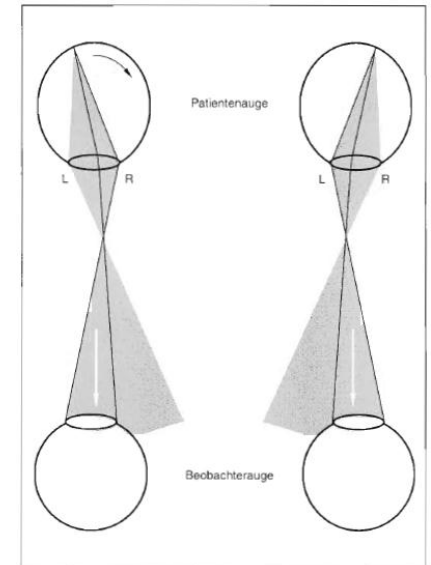
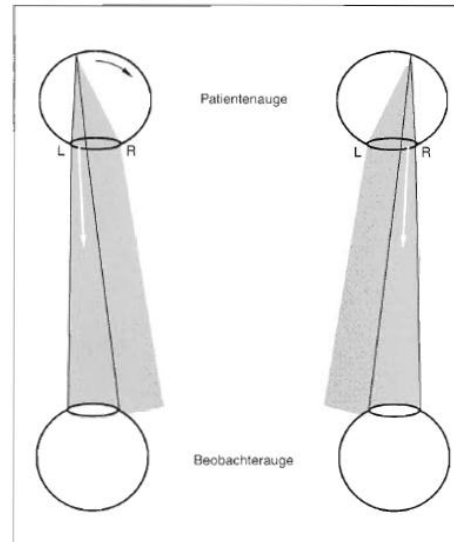
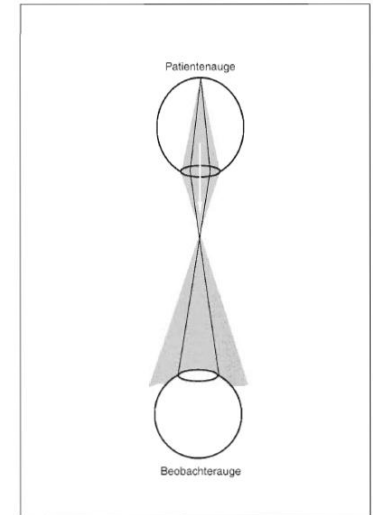
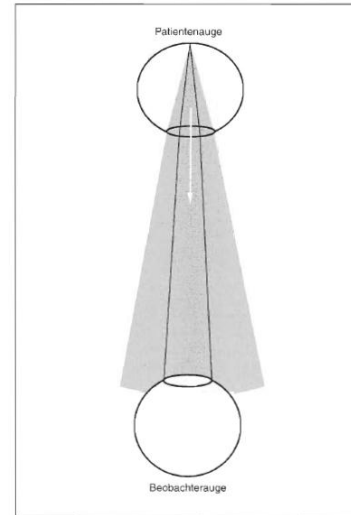
Quelle: Prof. Kaschke Vorlesung am KIT

# Skiaskop (Retinoskop)

- ➔ Bei Fehlsichtigem Auge wird der Augenhintergrund nicht scharf beleuchtet und abgebildet.
- ➔ Es wird nur ein Teil der Pupille ausgeleuchtet
- ➔ Ein Lichtstreifen ist sichtbar

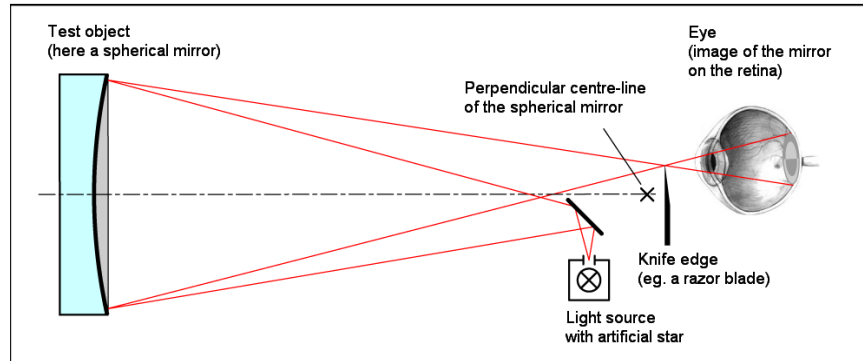


- ➔ Aus der Bewegungsrichtung des Lichtstreifens kann Kurz- / Weitsichtigkeit unterschieden werden
- ➔ Ziel:  
Durch Einsatz von geeigneten Brillengläsern wird der Reflexpunkt gesucht (Fliker-Point).

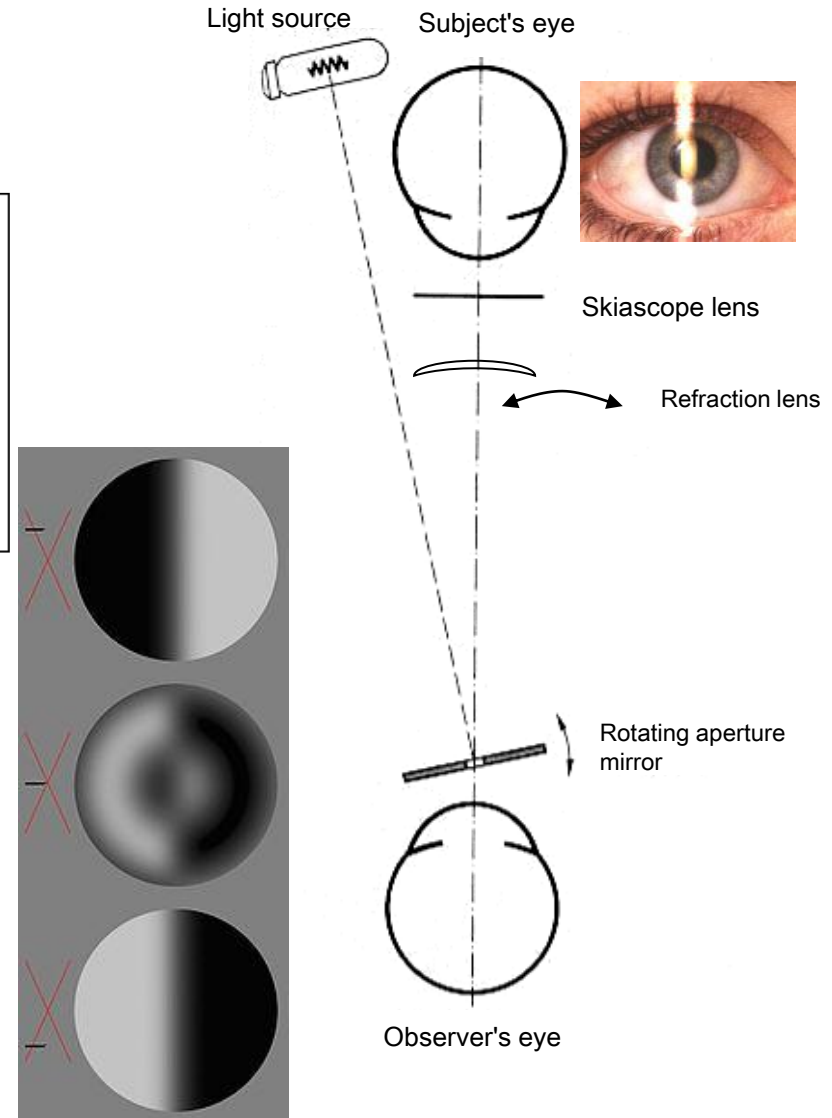


# Skiaskop (Retinoskop)

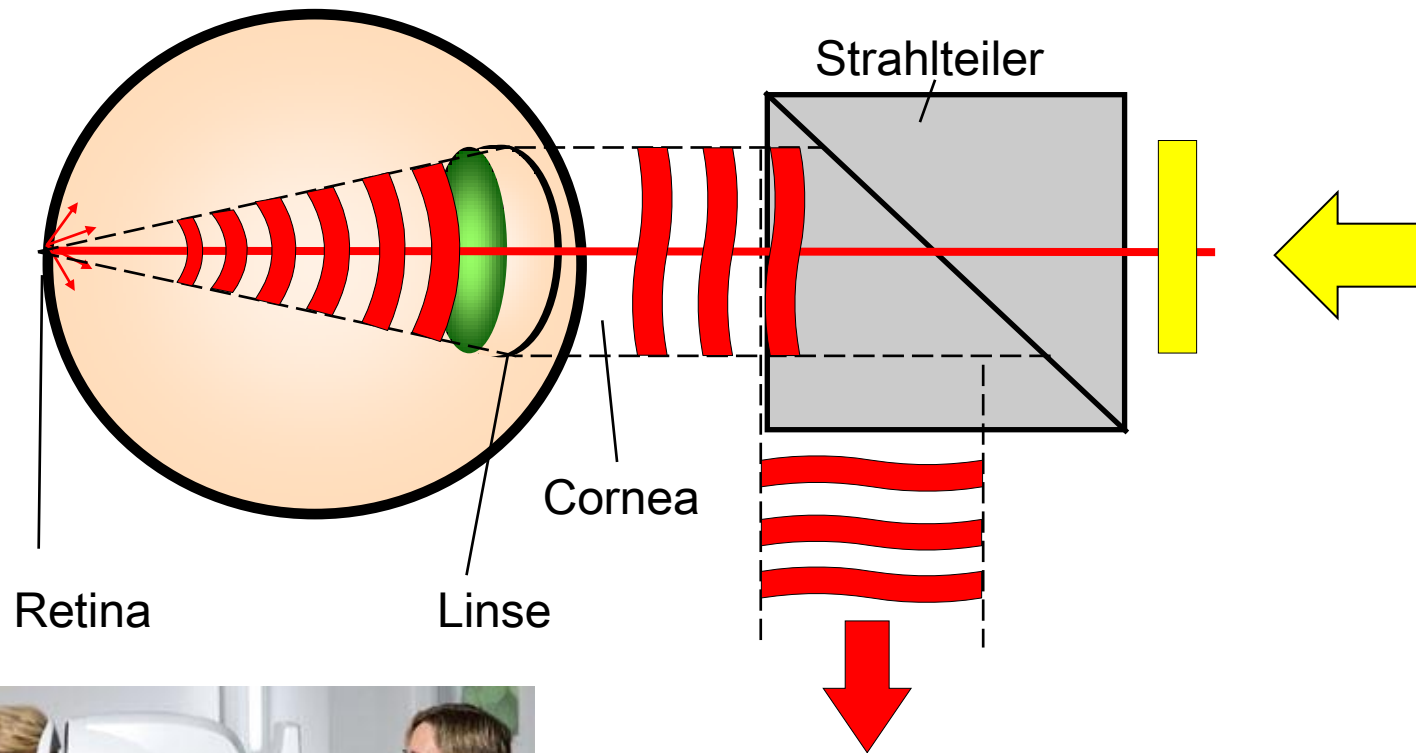
→ Das Verfahren ist eng mit dem sog. Knife-Edge Test verwandt



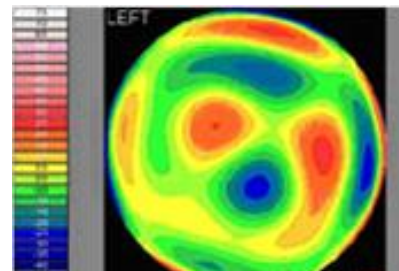
- Beim knife-edge test wird eine Schneide (Messer) im Fokuspunkt bewegt.
- Aus dem sichtbaren Bild der Spiegelfläche (Pupille) kann der Fokus bestimmt werden.
- Im Fokuspunkt werden Aberrationen sichtbar



# Objektive Refraktionsbestimmung - Aberrometer



Wellenfrontfehler



Quelle: Prof. Kaschke Vorlesung am KIT

## 11 Ophtalmologisches Systeme und Geräte

11.1 Vermessung der Hornhaut

11.2 Vermessung des vorderen Augenabschnitts

11.3 Refraktometer

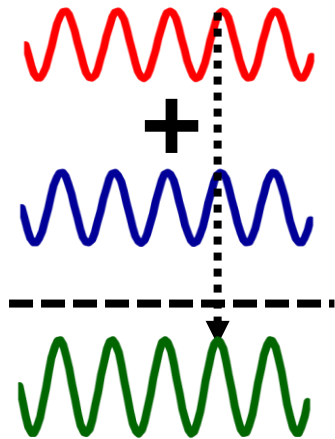
11.4 OCT-Systeme

# Interferenz / Interferometer

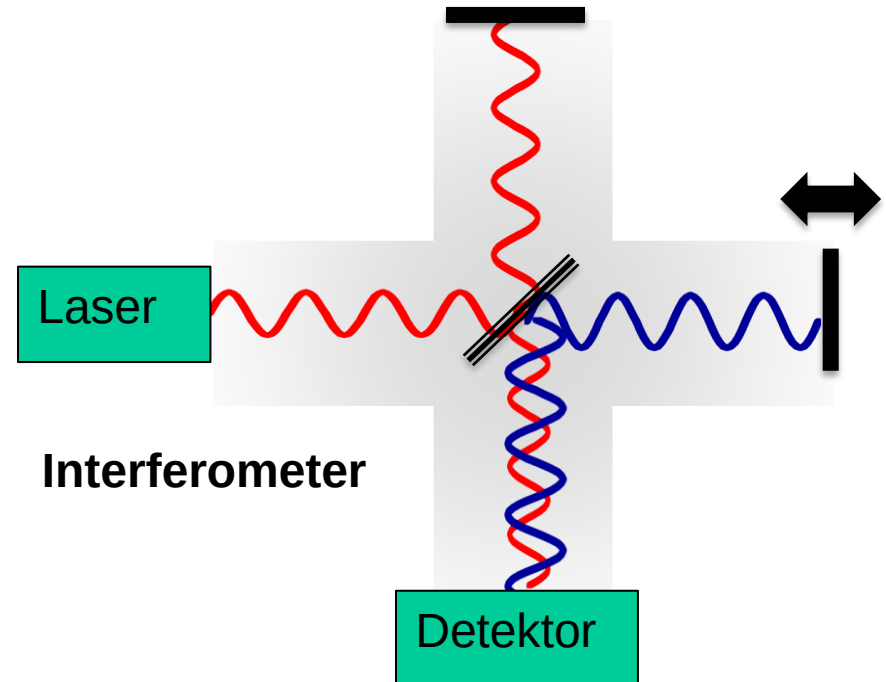
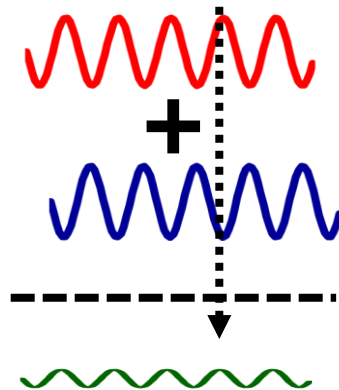
Monochromatisches Licht

→ Interferenz möglich  
(Verstärkung & Auslöschung)

Verstärkung

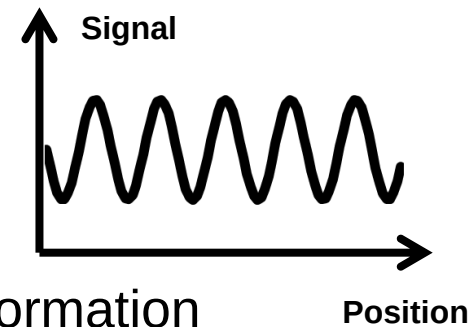


Auslöschung



Interferometer

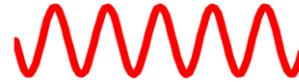
Detektor



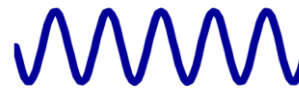
→ Relative Orts-Information

Überlagerung von Wellen gleicher Polarisation und Wellenlänge:

$$E_1(z, \omega, t) = E_1 \cdot e^{-ikz_1} \cdot e^{i\omega t}$$



$$E_2(z, \omega, t) = E_2 \cdot e^{-ikz_2} \cdot e^{i\omega t}$$



$$E_{\text{Summe}} = E_1 + E_2$$

Intensität:

$$\begin{aligned} I_{\text{Summe}} &\propto |E_{\text{Summe}}|^2 \\ &= E_1^2 + E_2^2 + \underbrace{2 \cdot E_1 E_2 \cdot \cos(2 \cdot k \cdot \Delta z)}_{\text{Interferenz-Term}} \end{aligned}$$

(11.6)

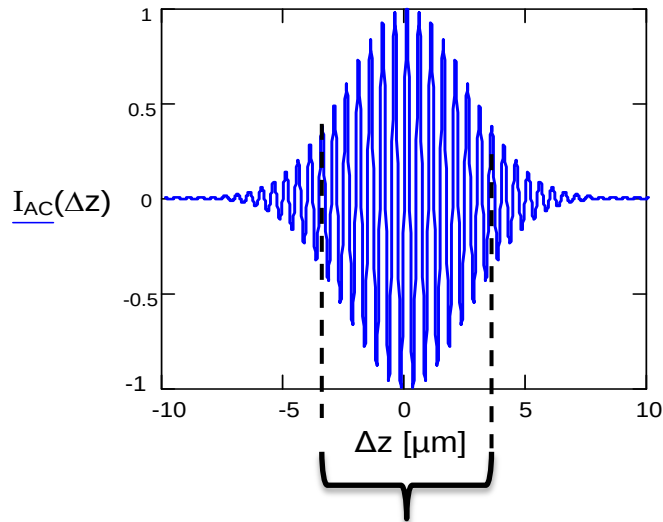
$$k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{\omega}{c}$$

➔ Interferenz für bestimmte Spiegelstellung und bestimmte Wellenlänge

# Ortsauflösung über Bandbreite

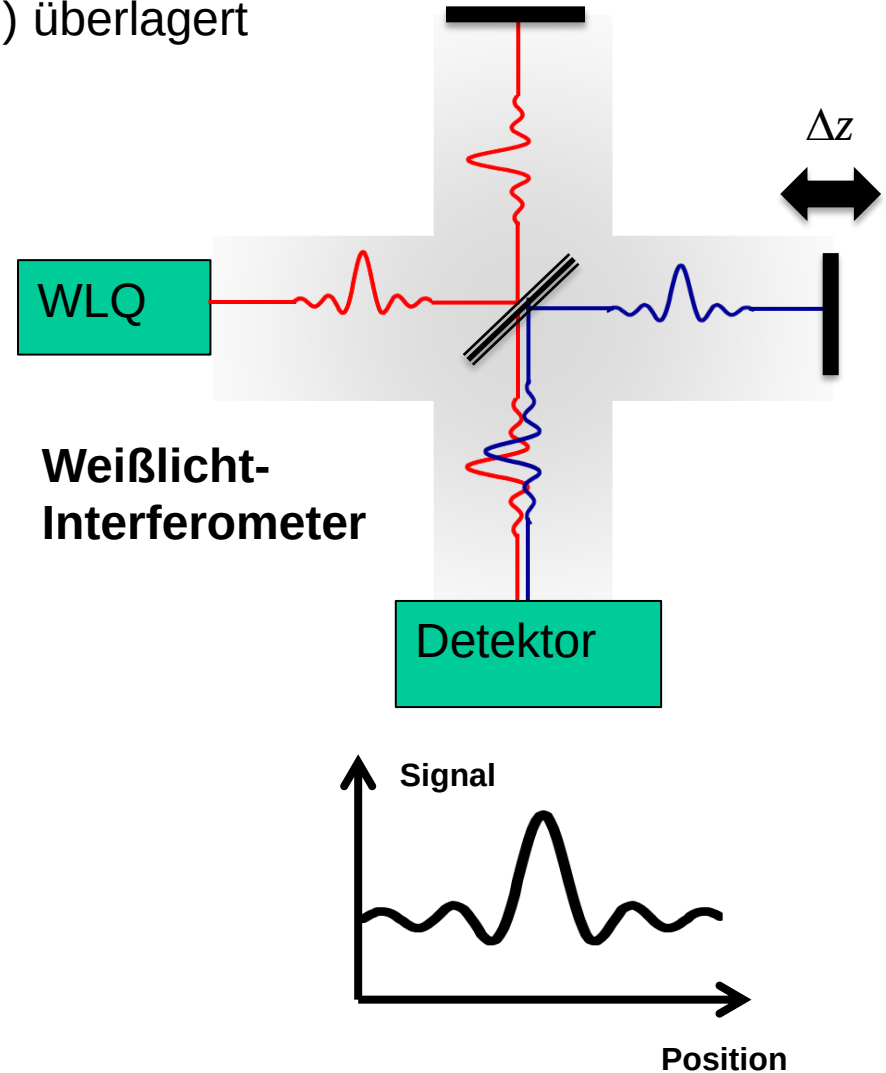
Für breitbandiges (kurzkohärentes) Licht werden verschiedene Frequenzen (Wellenlängen) überlagert

$$E_{\text{Summe}}(z) = \int_{\omega} E_1(z, \omega, t) + E_2(z, \omega, t)$$

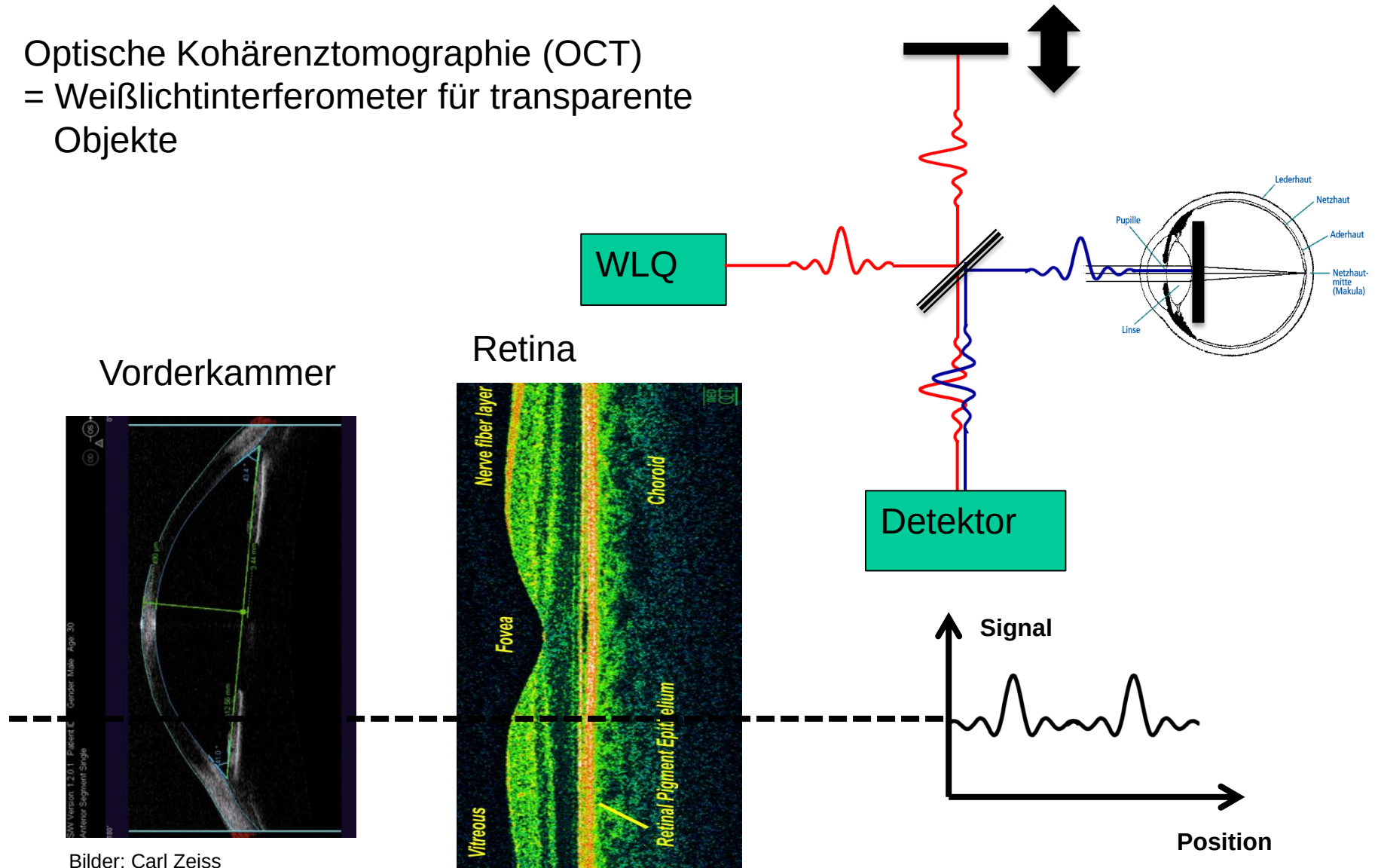


**Axiale Auflösung**  
(Kohärenzlänge)

$$l_c \approx \frac{2\pi \cdot c}{\Delta\omega} \approx \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}$$



Optische Kohärenztomographie (OCT)  
= Weißlichtinterferometer für transparente  
Objekte



Bilder: Carl Zeiss  
& Medizinische Universität Wien

Vorteil OCT-Methoden:  
Axiale Auflösung ist entkoppelt von  
Lateraler Auflösung

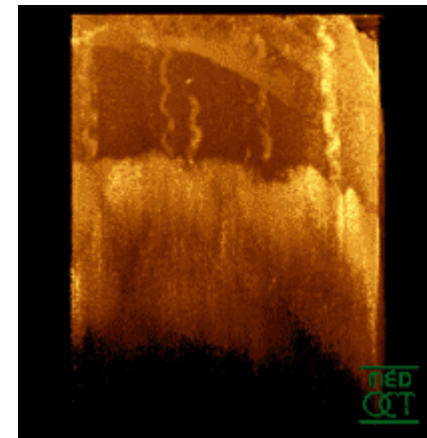
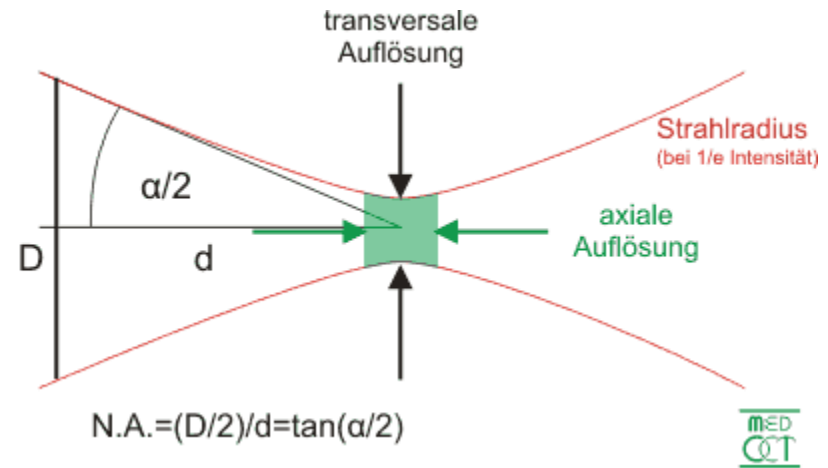
## Axiale Auflösung (Köhärenzlänge)

$$l_c \approx \frac{2\pi \cdot c}{\Delta\omega} \approx \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}$$

## Laterale Auflösung (Beugungsgrenze)

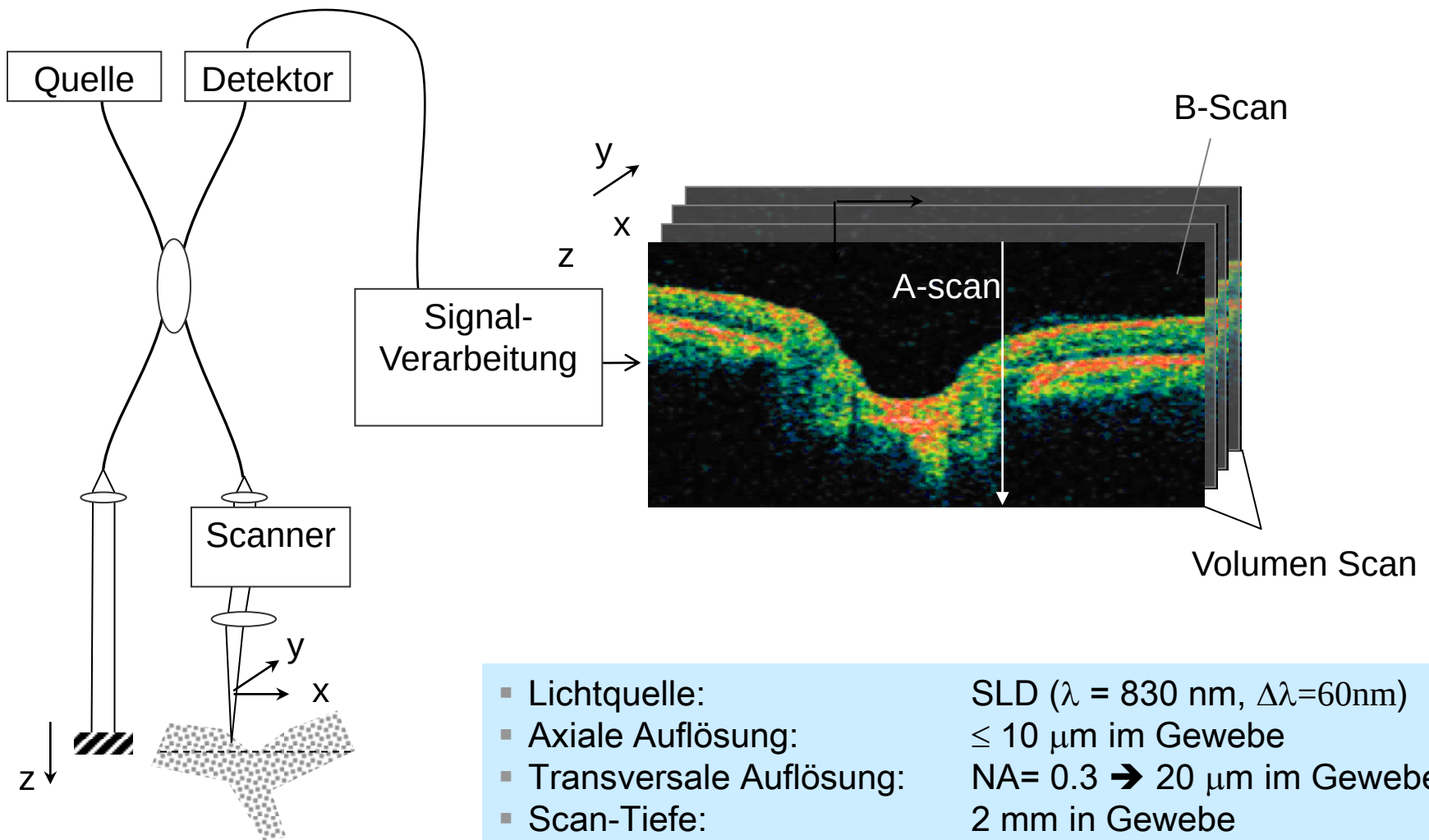
$$\Delta x \approx \frac{\lambda}{NA}$$

→ 3 dimensionaler  
“Scan” des Objektes  
möglich



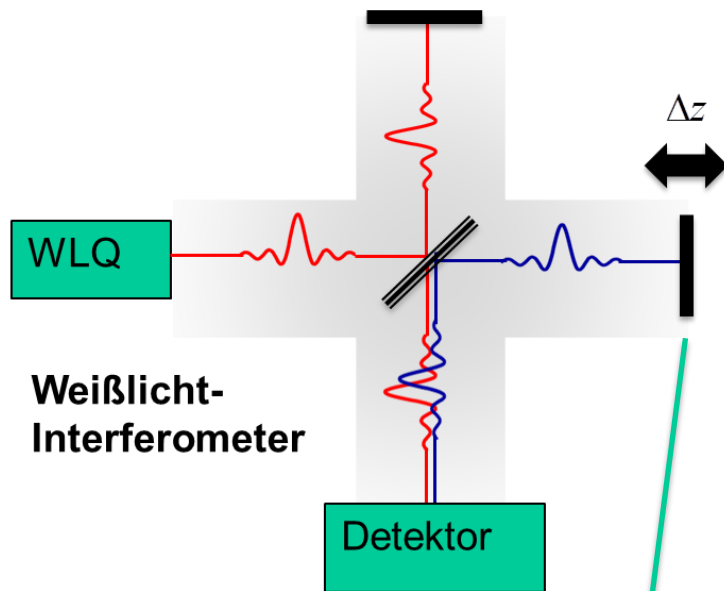
Bilder: Medizinische Universität Wien  
<http://www.meduniwien.ac.at/homepage/>

# Typischer OCT Aufbau und Parameter



- Lichtquelle: SLD ( $\lambda = 830 \text{ nm}$ ,  $\Delta\lambda=60\text{nm}$ )
- Axiale Auflösung:  $\leq 10 \text{ }\mu\text{m}$  im Gewebe
- Transversale Auflösung:  $\text{NA}= 0.3 \rightarrow 20 \text{ }\mu\text{m}$  im Gewebe
- Scan-Tiefe: 2 mm in Gewebe
- Scan Rate: 400 Tiefenscans/s

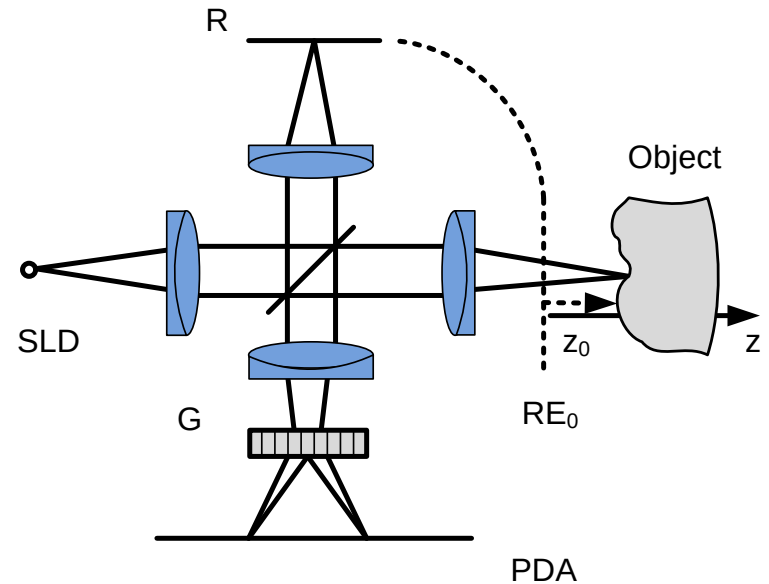
# Time-Domain & Fourier-Domain-OCT



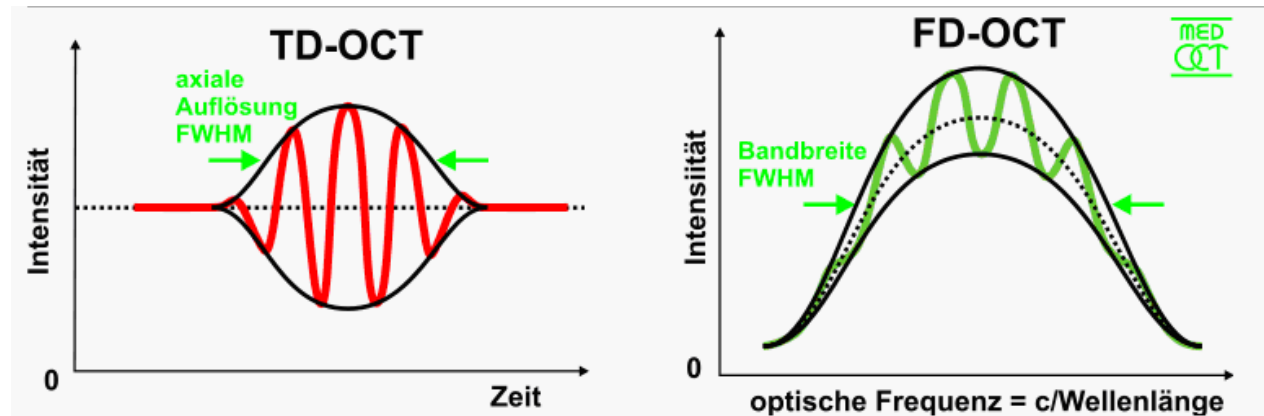
**Time-Domain (TD)-OCT:**  
Interferenz-Signal über Spiegelweg  $\Delta z$

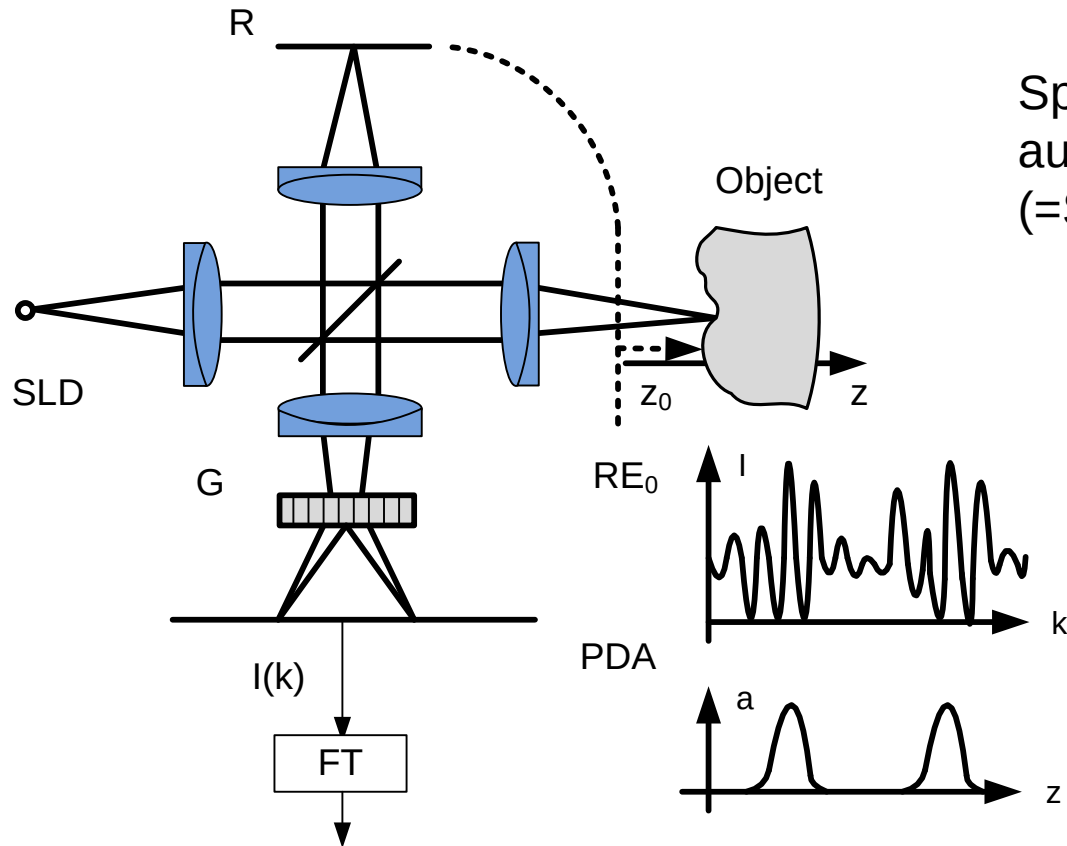
$$I_{\text{Interferenz}} \propto \cos(2 \cdot k \cdot \Delta z)$$

$$= \cos(2 \cdot \omega \cdot \Delta z / c)$$



**Fourier-Domain (FD)-OCT:**  
Interferenz-Signal im Spektrum  $\omega$





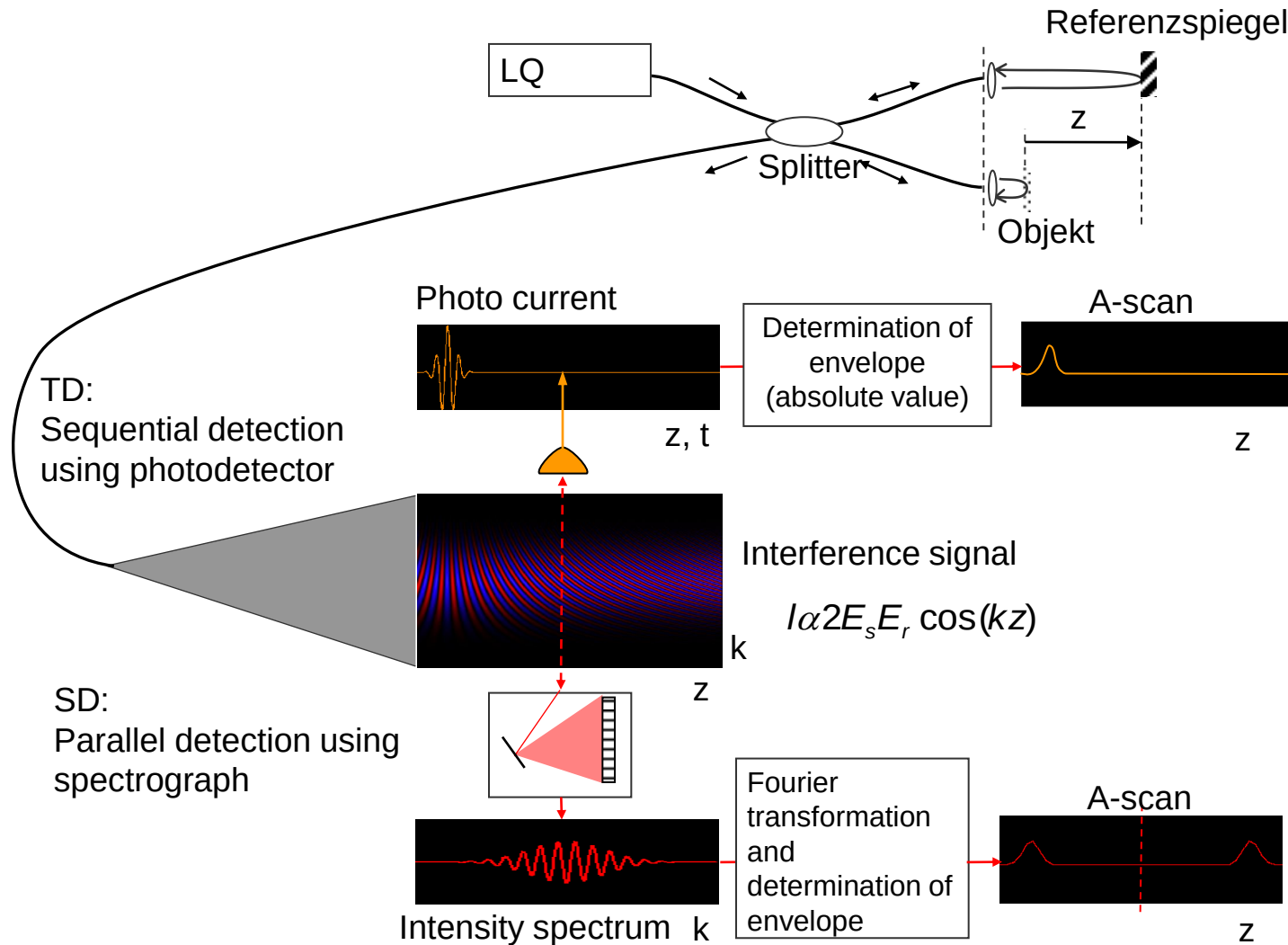
Spektrometer (G) liefert spektral aufgelöstes Interferenzsignal  
(=Summe über alle z-Objektabstände)

$$E_{Summe}(k) = \int_{\Delta z} E_1(z, k, t) + E_2(z, k, t)$$

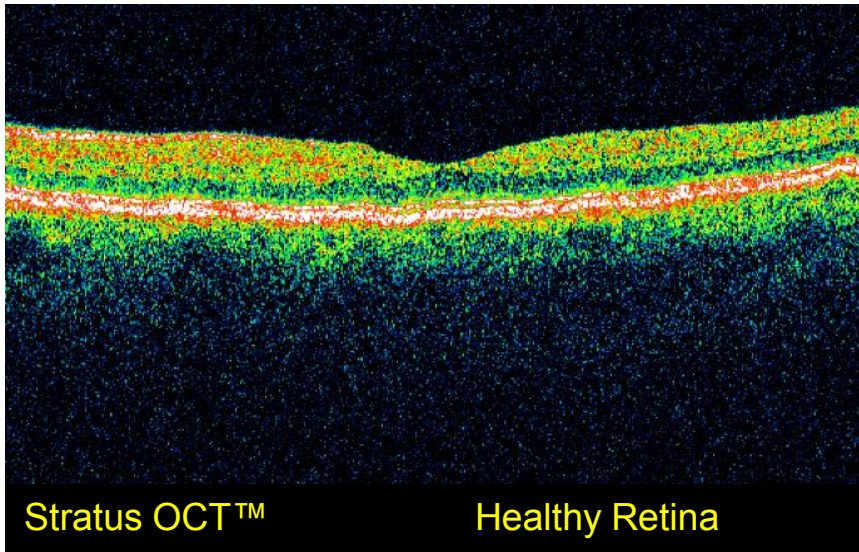
Fourier-Transformation liefert Orts-Information

➔ Vorteil: Kein beweglicher Spiegel

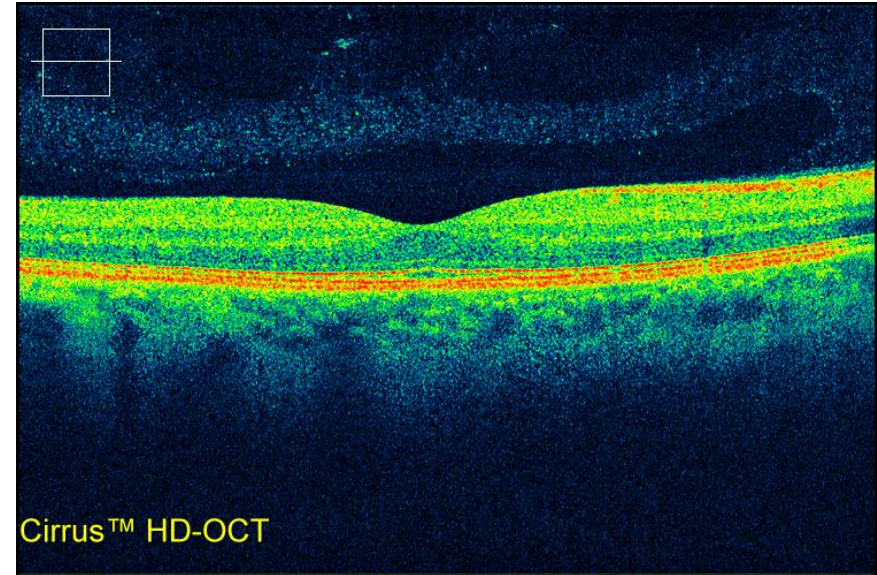
# Vergleich Time-Domain und Fourier-Domain OCT



# Vergleich Time-Domain und Fourier-Domain OCT



Time-Domain (TD)-OCT-System



Fourier-Domain (TD)-OCT-System  
→ Höhere Auflösung

