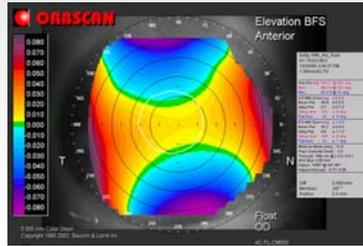


Optische Systeme in der Medizintechnik



Ophthalmologische Systeme

Einführung

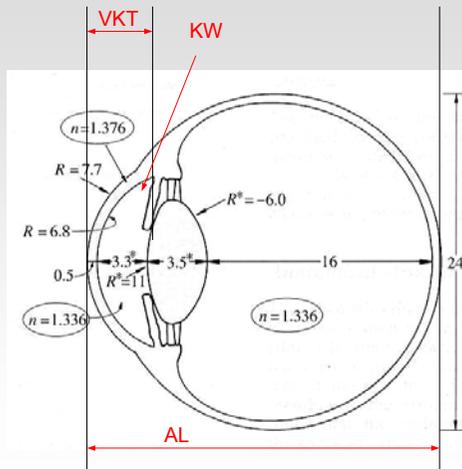
- Reflexionsverfahren zur Messung der Hornhautform
 - Ophthalmometer / Keratometer
 - Hornhaut-Topographiegeräte
- Lichtschnitt-Verfahren zur Vermessung des vorderen Augenabschnitts
 - Optische Pachymeter (Hornhautdickenmessgeräte)
 - Spaltprojektions-Verfahren
 - Scheimpflug-Kameras
- Kurzkohärenz-Interferometrie zur Vermessung des Auges
 - IOLMaster
 - Anterior Chamber OCT

Wichtige Messgrößen des Auges

Geometrische Größen

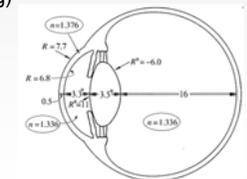
- Krümmungsradius, Form und Dicke der Hornhaut
- Vorderkammertiefe (Abstand HH - Linse) (VKT)
- Kammerwinkel (KW)
- Augenlänge (AL)

Augeninnendruck



Wofür braucht man diese Messgrößen ?

- Hornhaut - Dicke:
 - ⇒ Refraktive Laser Chirurgie
 - ⇒ Korrekturfaktor für Augeninnendruck
 - ⇒ Risikofaktor für Glaukom
- Hornhaut - Form:
 - ⇒ Kontaktlinsen-Anpassung
 - ⇒ Refraktive Laser Chirurgie
 - ⇒ Kataraktchirurgie (IOL- Bestimmung)
- Vorderkammertiefe:
 - ⇒ Kataraktchirurgie (IOL- Bestimmung, Laserschnitte)
 - ⇒ Refraktive Linsen Chirurgie
 - ⇒ Risikofaktor für Glaukom
- Augenlänge:
 - ⇒ Kataraktchirurgie (IOL- Bestimmung)
- Kammerwinkel:
 - ⇒ Glaukom



Geräte zur Messung des Hornhautradius nach dem Reflexionsverfahren

Geräte zur Messung der Hornhautform nach dem Reflexionsverfahren

- **Ophthalmometer / Keratometer**
messen nur die Krümmungsradien der Hornhaut -Vorderfläche in den Hauptmeridianen
- **Hornhaut-Topographen**
messen die gesamte Oberflächenform (Topographie) der Hornhaut

Gemeinsames Messprinzip:

1. **Projektion von Testfiguren auf die HH**
 ⇒ bei Ophthalmometern: Strickkreuze oder Stufenfiguren
 ⇒ bei Hornhaut-Topographiegeräten: Kreisringe
2. **Auswertung der Spiegelbilder mit einem Beobachtungssystem**
(visuell oder automatisch)

Ophthalmometer/Keratometer: Brechkraft der Hornhaut

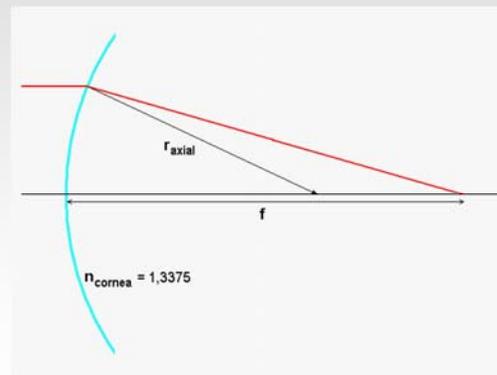
Hornhautbrechkraft ist näherungsweise proportional zur radialen Krümmung r_C
(Einfluß der Dicke ist vernachlässigbar)

Brechkraftdefinition :
(allgemein)

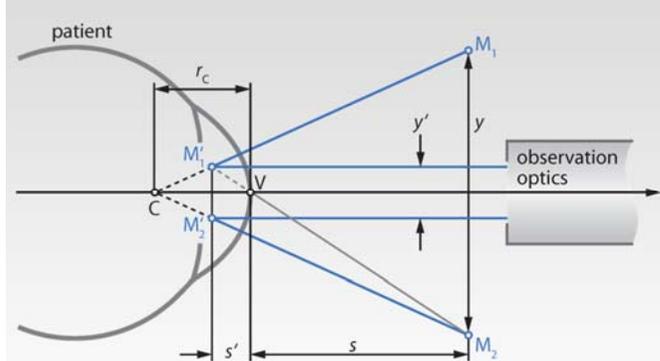
$$D = \frac{1}{f_{[m]}}$$

Paraxiale Näherung :
(Kugelfläche)

$$D = \frac{n_2 - n_1}{r_{[m]}}$$



Ophthalmometer/Keratometer: Messprinzip



Ausgangsgleichungen:

$$\frac{1}{s'} = \frac{1}{s} + \frac{1}{f'}$$

f' ist die Brennweite der Hornhaut

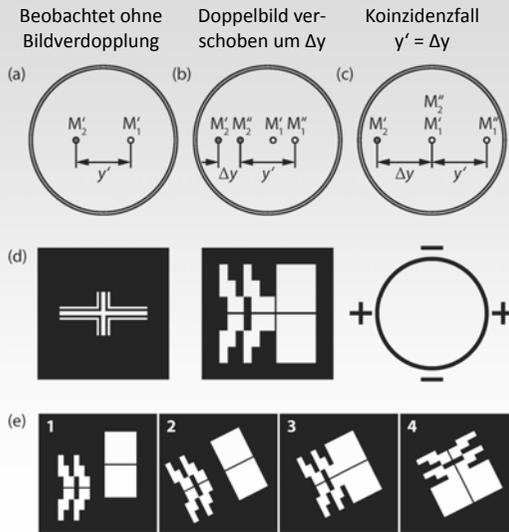
$$\frac{y'}{y} = \frac{s'}{s}$$

Mit $f' = r_c / 2 = \overline{CV} / 2$ und $y \gg y'$ ergibt sich: $r_c = \frac{2sy'}{y}$

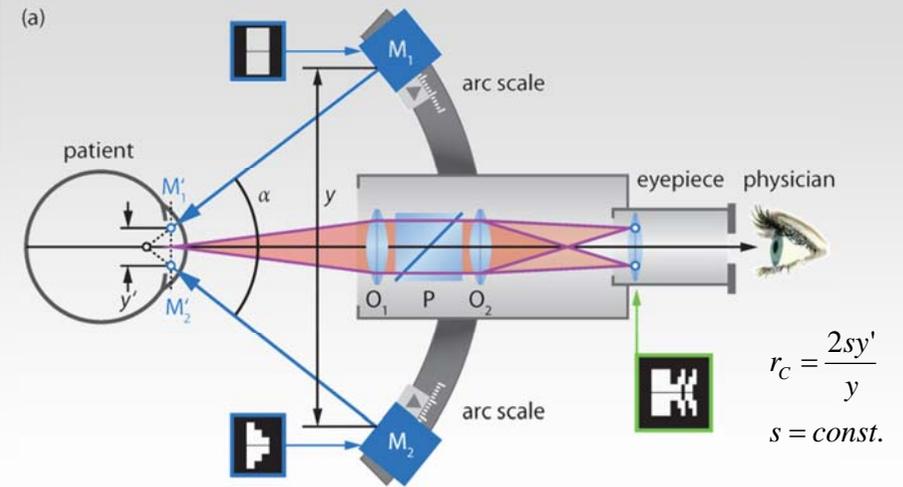
Ophthalmometer/Keratometer: Koinzidenzprinzip

Problem:
Augenbewegungen erschweren direkte Messung der Bildgröße y'

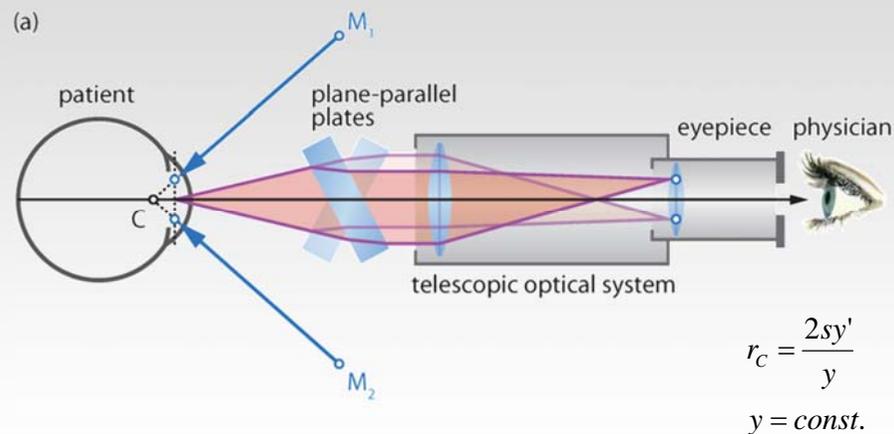
Lösung:
Koinzidenzverfahren auf Basis von Bildverdopplung /4/



Ophthalmometer/Keratometer: Messprinzip nach Javal-Schiötz



Ophthalmometer/Keratometer: Messprinzip nach Helmholtz



Ophthalmometer/Keratometer



Zeiss-Ophthalmometer /3/



Haag-Streit - Ophthalmometer /5/

Messgenauigkeit (Krümmungsradius) manueller Ophthalmometer:

Theoretisch: +/- 0,05 mm

Praktisch: +/- 0,1 mm

Geräte zur Messung des Hornhaut-Topographie nach dem Reflexionsverfahren

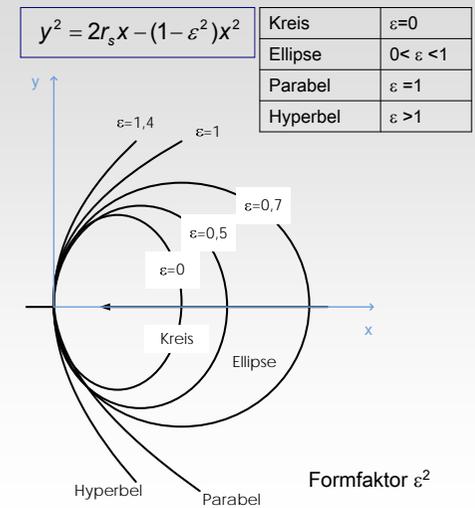
Geräte zur Messung der Hornhautform nach dem Reflexionsverfahren

Optische Funktion der Hornhaut

- 70% der Gesamtbrechkraft des Auges
- Hornhautbrechkraft ist primär abhängig von deren Oberflächenform

Geometrie der Hornhaut

- weicht deutlich von der Kugelform ab
- ist nicht rotationssymmetrisch
- ähnelt im zentralen Bereich einer sphärischen bzw. torischen Fläche, im peripheren Bereich einer Ellipse
- Oberflächenform kann pathologisch oder (refraktiv-) chirurgisch verändert sein

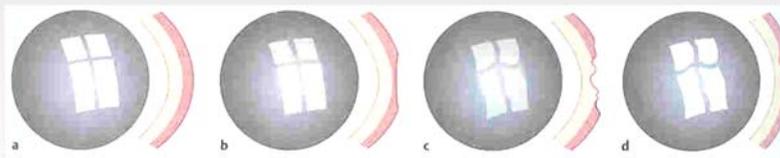


Hornhaut-Topographiegeräte: Grundlagen

Grundprinzip:

Auswertung des Spiegelbild eines hellen Objektes auf der Hornhaut

Beispiel: Fensterkreuz



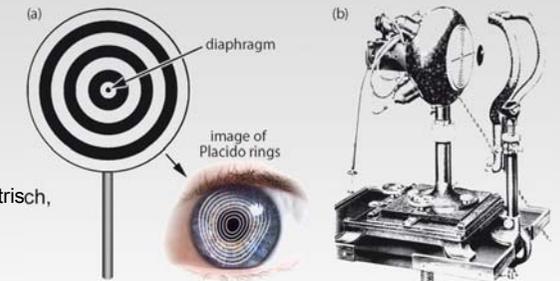
Hornhaut-Topographiegeräte: Historisches

Erste technische Realisierung:

Ringscheibe (a), sogenannte Placido-Scheibe /7/ (nach Antonio Placido 1880)

Bei sphärischer Hornhaut

spiegeln sich die Reflexe symmetrisch, sonst Verzerrungen

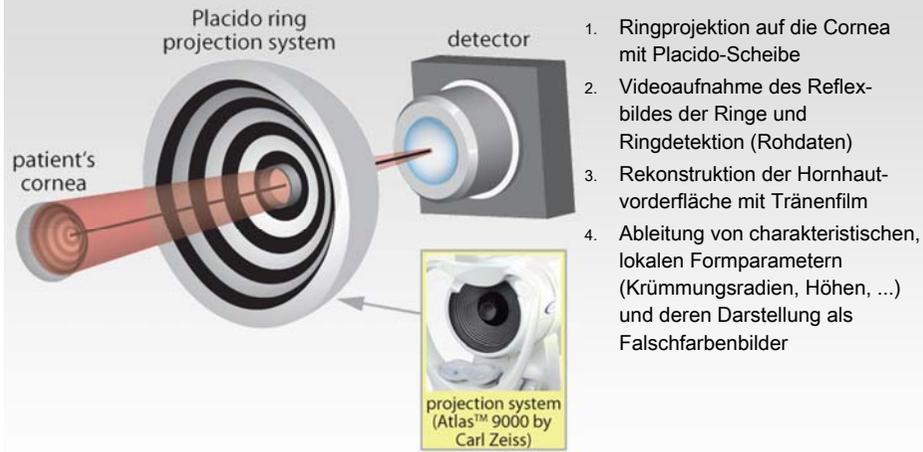


Erstes kommerzielles Gerät:

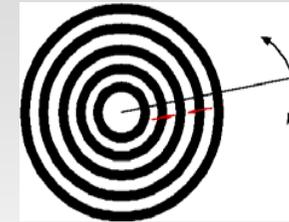
1930 (Zeiss Jena)

Photo-Keratoskop nach Amsler (b)

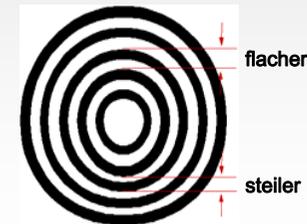
Hornhaut-Topographiergeräte: Grundlagen Placido-Disk-Verfahren



Hornhaut-Topographiergeräte: 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.

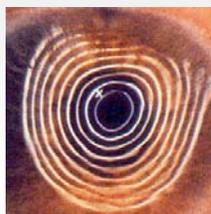


Je größer der Abstand zwischen den Ringen, desto flacher die Hornhaut und desto geringer ihre Brechkraft. Bei einer steileren Hornhaut ist dieser Zusammenhang umgekehrt.

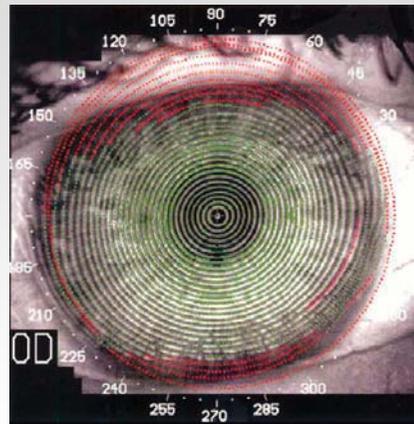
Hornhaut-Topographiergeräte: Grundlagen Placido-Disk-Verfahren



Ringstruktur bei normaler Hornhaut-Oberfläche



Ringstruktur bei Hornhautdefekt



Hornhaut-Topographiergeräte



Large-Target Topographer: Zeiss Atlas 9000

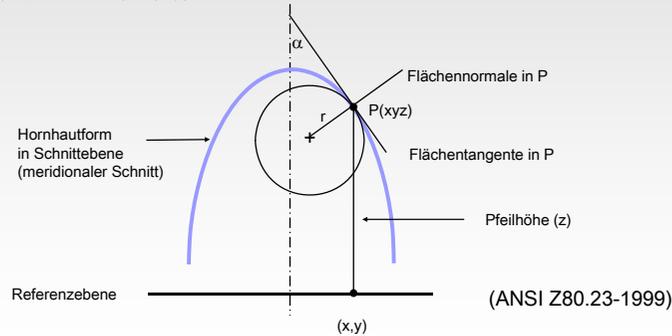


Small-Target Topographer: Medmont E300

Hornhaut-Topographiegeräte: Charakterisierung

Lokale Topographie-Parameter im Punkt P(x,y,z)

- 1) Krümmung (Curvature): $K=1/r$ [K]=mm⁻¹
- 2) Steigung (Slope, Inclination): α
- 3) Höhe (Height, Elevation): $z(x,y)$



Hornhaut-Topographiegeräte: Charakterisierung

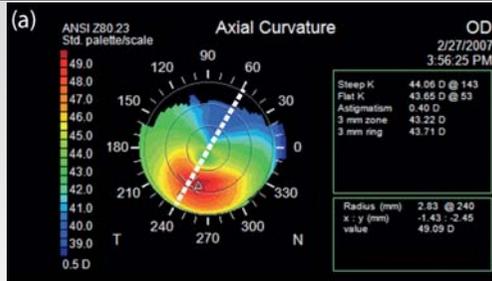
Die gemessene Krümmung der Hornhaut kann entweder als Krümmungsradius in mm oder als Krümmungsäquivalent in Dioptrie angegeben werden.

Umrechnung:

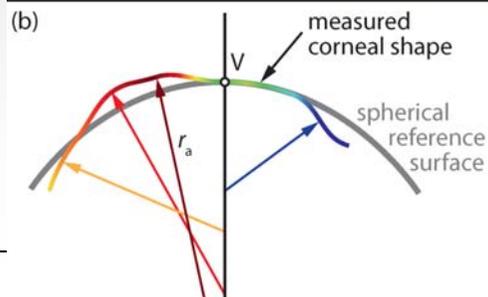
$$D = (1,3357 - 1) / r \text{ [dpt]} \quad [r] = \text{mm}$$

Zur besseren Unterscheidung zur optischen Brechkraft einer gekrümmten Fläche wird das Krümmungsäquivalent als keratometrische Dioptrie bezeichnet (ANSI Z80.23-1999)

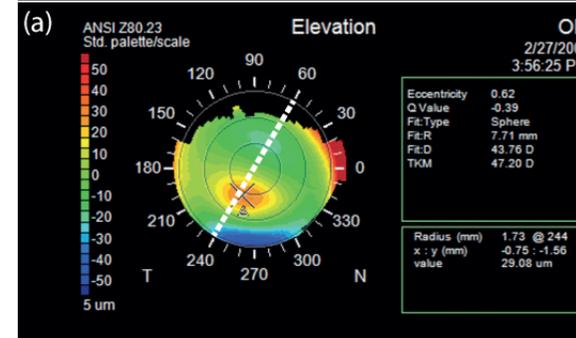
Hornhaut-Topographiegeräte: Axialradien-Darstellung



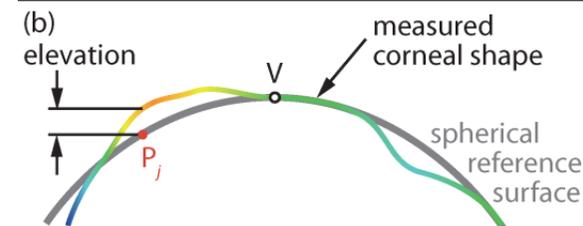
Axial-Radien-Darstellung einer Hornhaut mit Keratokonus



Hornhaut-Topographiegeräte: Höhendarstellung

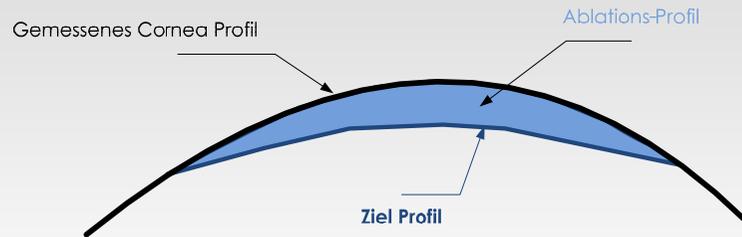


Höhendarstellung eines Auges mit Keratokonus



Hornhaut-Topographiegeräte: Anwendung Refraktive HH-Chirurgie

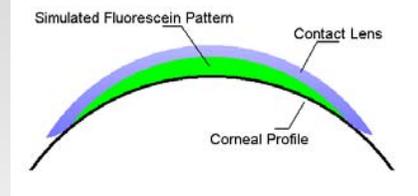
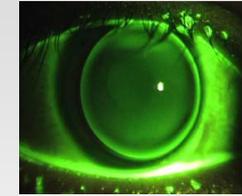
Topographiegeführte Excimerlaserbehandlung



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

Hornhaut-Topographiegeräte: Anwendung Kontaktlinsenanpassung

Fluoresceinbild bei der klassischen KL-Anpassung



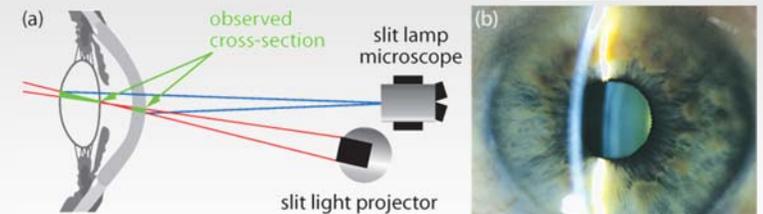
Für eine vorgegebene KL werden die Abstandswerte zur Hornhaut berechnet und analog dem klassischen Fluobild in Falschfarben dargestellt

- ⇒ Schnellere Anpassung von harten Kontaktlinsen
- ⇒ Bewertung/Prüfung des KL-Sitzes:
 - Linsenposition
 - Linsenbewegung
 - Linsenfit
 - Effekt von Parameteränderungen

Geräte zur Messung der Hornhautform nach dem Lichtschnitt-Verfahren (Scheimpflug-Verfahren)

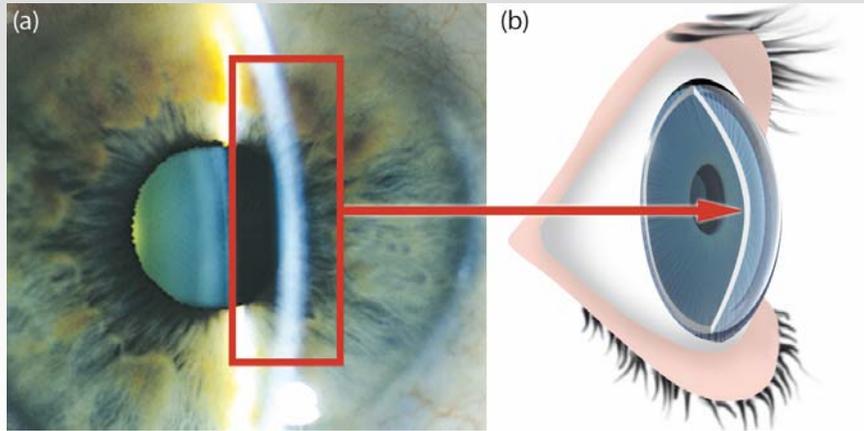
Geräte zur Messung der Hornhautform n.d. Lichtschnitt-Verfahren

- Optische Pachymeter
- Spaltprojektions-Verfahren
- Scheimpflug-Kameras



Lichtschnittverfahren sind die konsequente Weiterentwicklung des von der Spaltlampe her bekannten Prinzips des optischen Schnittes für Diagnose und Vermessung des vorderen Augenabschnitts

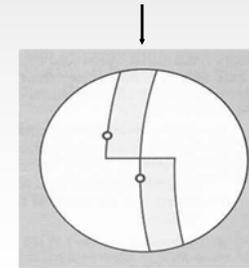
Geräte zur Messung der Hornhautform n.d. Lichtschnitt-Verfahren



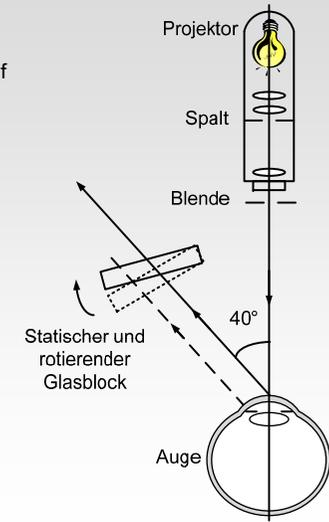
Optische Pachymeter: Spaltprojektion

Messprinzip:

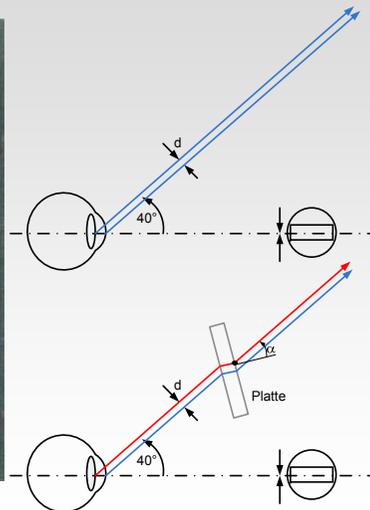
- Zentrale Projektion eines feinen Lichtspaltes auf die Hornhaut
- seitliche Beobachtung Streubild
- Messung Streubildbreite durch einstellbare Bildteilung



Messprinzip /4/



Geräte zur Messung der Hornhautform n.d. Lichtschnitt-Verfahren



Optische Pachymeter – Anwendungen

(Messung Hornhautdicke und Vorderkammertiefe)

Hornhaut - Dicke:

Hornhautchirurgie insbesondere refraktive Laser Chirurgie
bestimmte Restdicke muss bei HH-Ablation erhalten bleiben
-> präoperative HH-Dickenmessung zwingend notwendig!

Augeninnendruck (Glaukom)

gemessener Druckwert ist von HH-Dicke abhängig
-> zuverlässige Werte nur nach Dickenkorrektur!

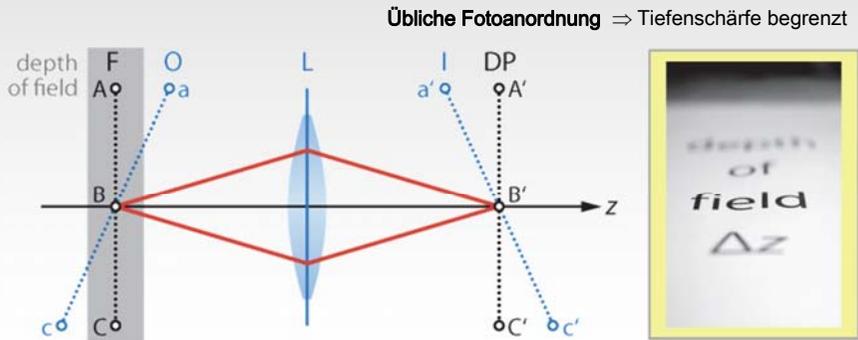
Vorderkammertiefe:

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

Scheimpflug - Verfahren

Problemstellung bei normalen Aufnahmetechniken :

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



Scheimpflug - Verfahren

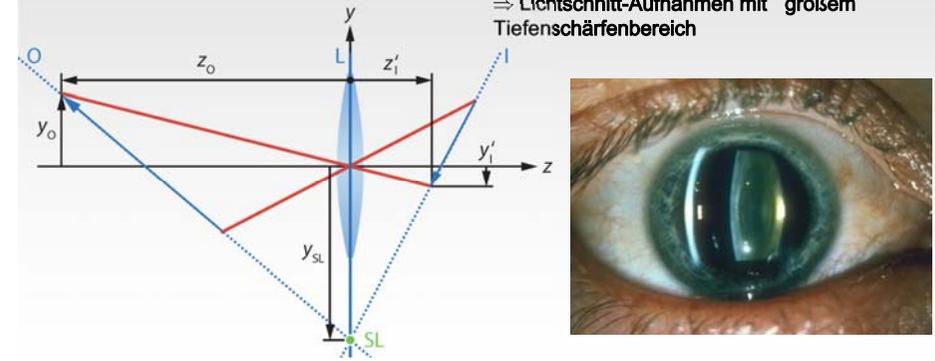
Aufnahmetechniken

Scheimpflug-Anordnung

\Rightarrow ermöglicht Aufnahmen mit großem Tiefenschärfenbereich

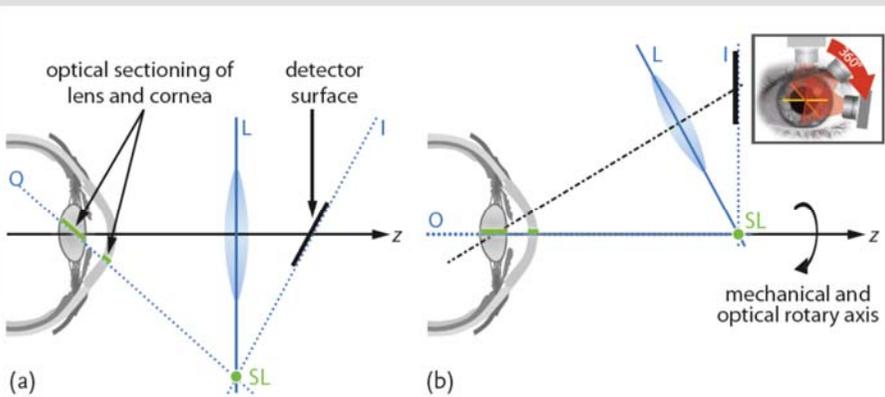
Scheimpflug- Prinzip /14/:

Lichtschnitt-Ebene (Objektebene), Film- oder Kameraebene (Bildebene) und Objektivenebene schneiden sich in einer Linie, der so genannten Scheimpflug-Linie \Rightarrow Lichtschnitt-Aufnahmen mit großem Tiefenschärfenbereich



Scheimpflug - Verfahren

Scheimpflug- Prinzip /14/:

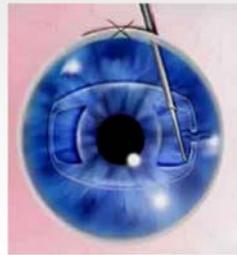
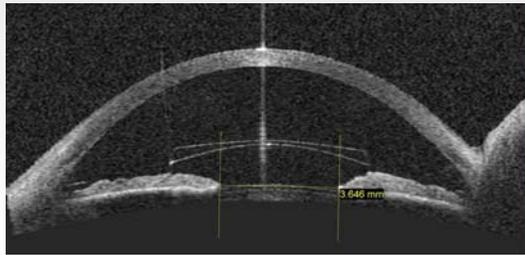


Scheimpflug - Kameras

Pentacam der Fa. Oculus



Oculus Pentacam. Rotierende Scheimpflugkamera zur Diagnose des vorderen Augenabschnittes



Refraktive Laser Chirurgie

Refraktive Korrekturen

(1) **Nichtinvasive optische Korrekturen**

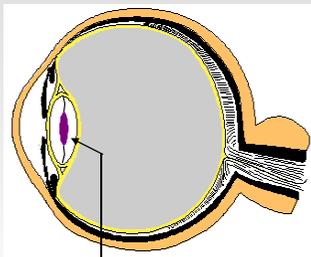
- Brille, Kontaktlinse bzw. deren Kombination
(Verhältnis Brille / Kontaktlinse : 80/20 bis 90/10)
- Orthokeratologie (OK)
(reversible Formveränderung der HH durch Tragen von OK- Kontaktlinsen)

(2) **Chirurgische Methoden**

- Korrektur der Brechkraft der Linse (D_{Linse})
- Korrektur der Brechkraft der Hornhaut (D_{cornea})

Korrektur von Refraktionsfehlern – Korrektur der Linsenbrechkraft

Korrektur der Brechkraft der Linse



Austausch natürlicher Linse durch IOL = refractive lens exchange (aphake refraktive IOL)

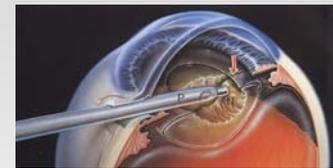


Monofokale IOL



Bifokale IOL

Korrektur von Refraktionsfehlern - Clear Lens Exchange



Entfernen des (getrübbten) Linsen Kerns /2/



Einsetzen der Kunst- Linse (IOL) /2/

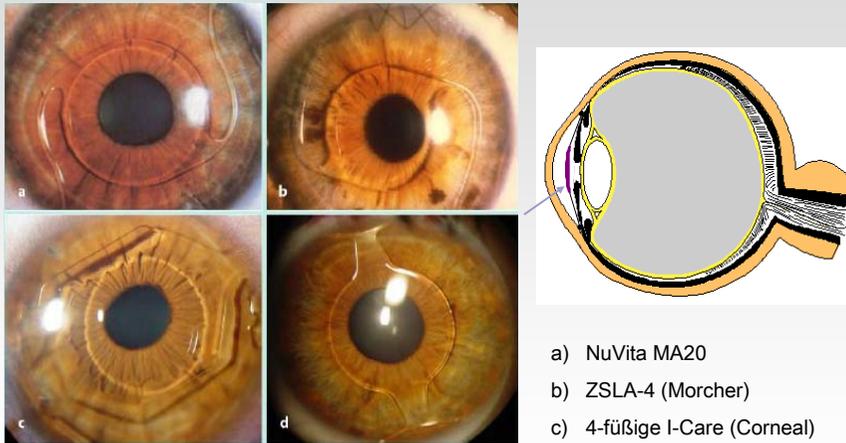
Austausch natürlicher Linse durch Intraokular-Linse (IOL)

Wenn natürliche Linse getrübt
-> Katarakt-Operation

Wenn natürliche Linse klar
-> refractive lens exchange (aphake refraktive IOL)
-> refraktiv-chirurgischer Eingriff

Kataraktchirurgie und refraktive Linsen Chirurgie verschmelzen zunehmend !

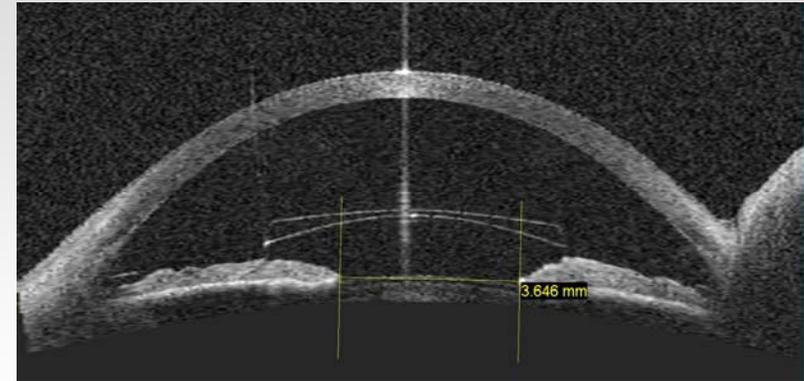
Korrektur von Refraktionsfehlern – Phake IOL



- a) NuVita MA20
- b) ZSLA-4 (Morcher)
- c) 4-füßige I-Care (Corneal)
- d) 4-füßige AcrySof (Alcon)

Kammerwinkelgestützte Vorderkammerlinsen

Korrektur von Refraktionsfehlern – Phake IOL

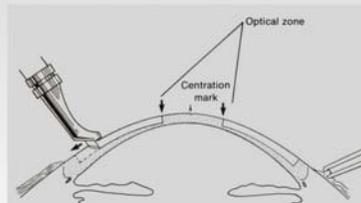


OCT – Schnittbild der Augenvorderkammer mit phaker IOL /3/

aufgenommen mit Visante OCT

Korrektur von Refraktionsfehlern – Korrektur der Hornhautbrechkraft

1975 Fjodorov /St. Petersburg (Russland) perfektioniert die radiäre Keratotomie von Sato (Nomogramme, Entwicklung spezieller Instrumente)



Refraktive Laser Chirurgie - Geschichte

1964, Barraquer, Swinger and Ruiz (Bogota / Kolumbien) entwickeln die Grundlagen der refraktiven Hornhautchirurgie (Keratomileusis) (*Kerato = Hornhaut; mileusis = Schleifen*)



Barraquer konnte nachweisen, dass entgegen der medizinischen Lehrmeinung eine künstlich formveränderte Hornhaut ihre neue Form beibehält und damit eine dauerhafte Refraktionskorrektur möglich ist.

Jose I. Barraquer /16/

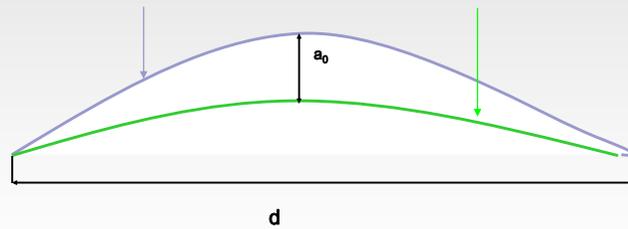
Refraktive Laser Chirurgie: Hornhautablation

Ziel: Refraktionskorrektur durch Formveränderung der Hornhaut

Methode: Formveränderung durch Ablation mittels Laser

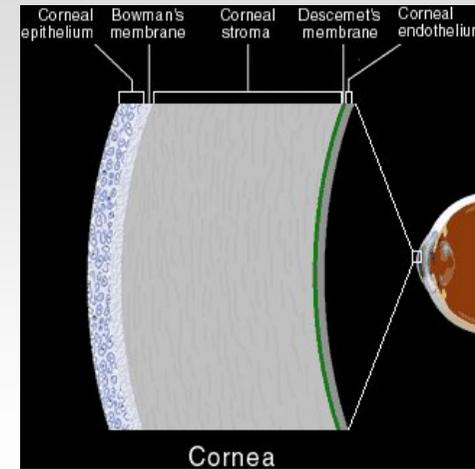
Ausgangsprofil

Ziel - Profil



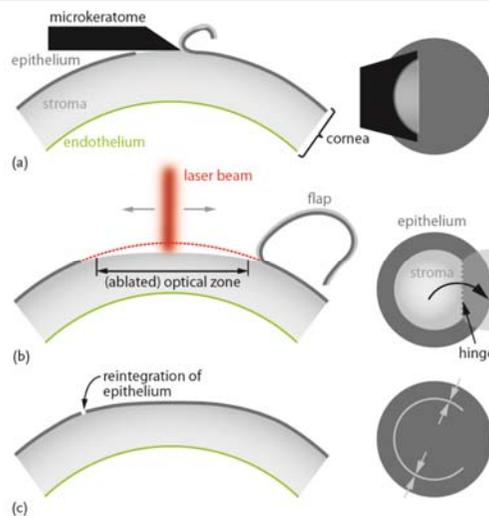
Beispiel Myopie-Korrektur

Refraktive Laser Chirurgie: Hornhautschnitt



Cornea

Refraktive Laser Chirurgie - LASIK = Laser in situ Keratomileusis

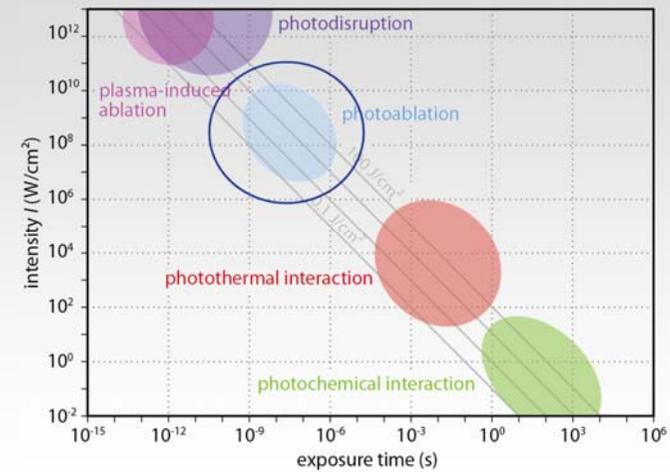


Freilegen des Hornhaut (HH) - Stromas durch Einschnitt in die Hornhaut mit Mikrokeratom oder fs-Laser \Rightarrow Erzeugung einer HH-Lamelle (Flap)

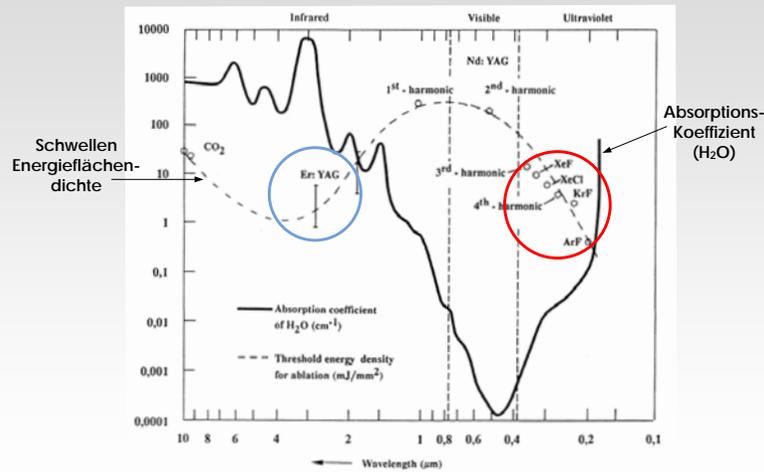
Laser - Ablation des freigelegten HH-Stromas
 \Rightarrow Formveränderung der Hornhaut
 \Rightarrow gewünschte Refraktionsänderung

Flap wird zurückgeklappt
 \Rightarrow Wundverschluss
 \Rightarrow schnelle Heilung

Photoablation



Refraktive Laser Chirurgie: Schwellenergiedichte für Gewebe-Ablation



/16/

Photoablation: Blow-off-Modell

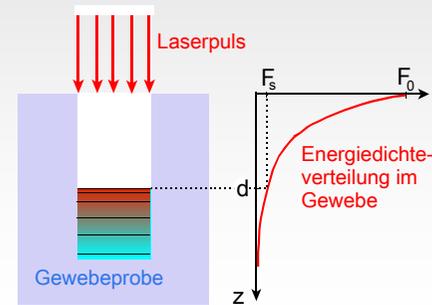
Modellannahmen:

Es existiert eine Schwelle Φ_{th} unterhalb der kein Material verdampft und damit abgetragen werden kann:

Für Pulselängen $< 100ns$ und

$$\frac{h}{2\pi} \omega = \frac{hc}{\lambda} > E_{diss}$$

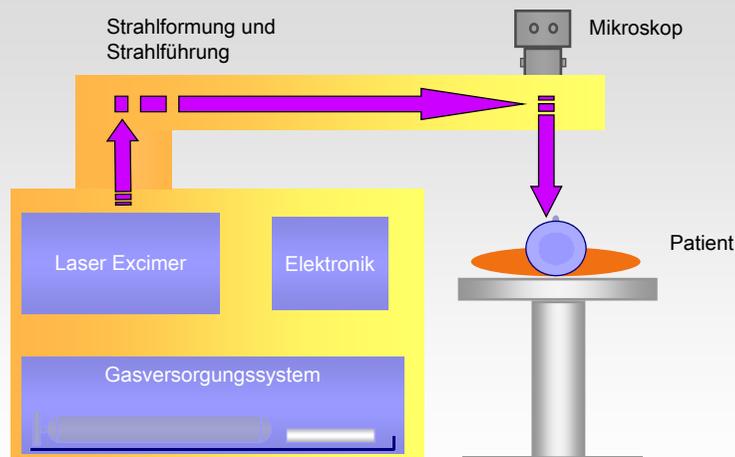
haben wir Photodekomposition.



→ Ablationstiefe :

$$L_{abl} = \frac{1}{\mu_a(\lambda)} \ln \left(\frac{\Phi}{\Phi_{th}} \right)$$

Refraktive Laser Chirurgie: Technische Gerätekonzepte



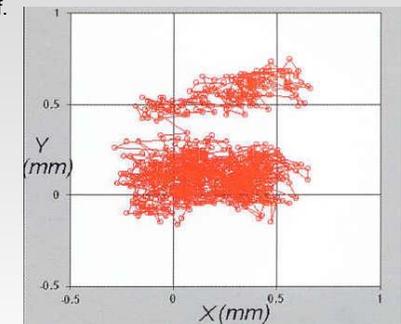
/1/

Refraktive Laser Chirurgie - Eye-Tracking

Problem: Obwohl Fixationshilfen angeboten werden, treten während der Behandlung unwillkürliche Augenbewegungen (Sakkaden) auf.

Charakteristika fixationsbezogener Sakkaden:

- Geschwindigkeit: ca. 100 bis 800 °/s (= 22 bis 170 mm/s)
- Amplitude: ca. 1 bis 10 ° (= 0,1 bis 2 mm)

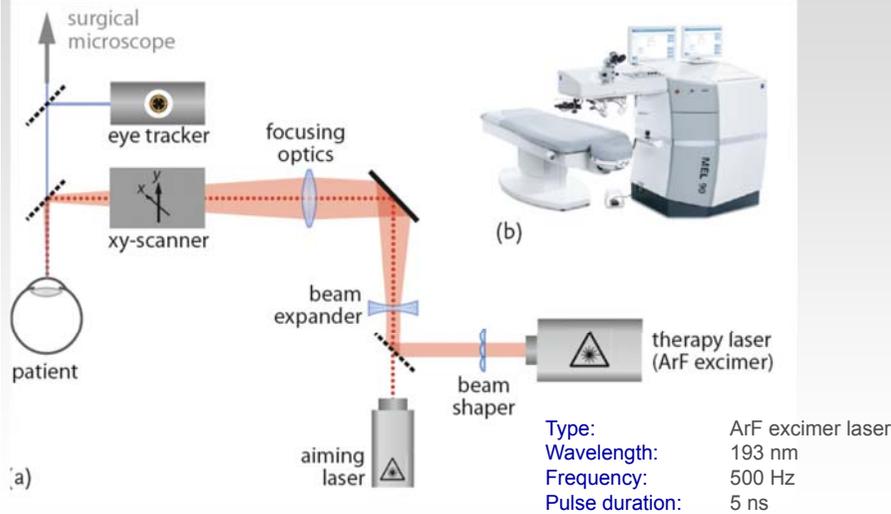


Lösung: Eyetracking

Erfassung der eventueller Augenbewegungen und Nachführung des Laserstrahls

- ⇒ erforderliche Regelfrequenz Eyetracking: ≥ 200 Hz
- ⇒ erforderliche Sampling-Rate für Erfassung der Augenbewegungen: ≥ 2000 Hz

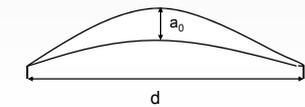
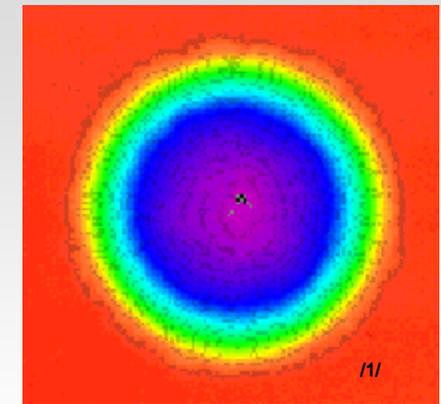
Refraktive Laser Chirurgie – Beispiel: ZEISS MEL 90



Refraktive Laser Chirurgie - Myopie

Ablationsprofil bei Myopiekorrektur

- Zentraler Teil der Kornea muss abgeflacht werden
- Gegenüber Hyperopie- und Astigmatismusbehandlung ermöglicht die Myopiekorrektur die größte optische Zone bei geringstem Gewebeverlust



➤ **Mehrzahl der refraktiven Laserbehandlungen sind Myopiekorrekturen !**

Refraktive Laser Chirurgie - Myopie

Obere Grenzen der Myopiekorrektur bei LASIK

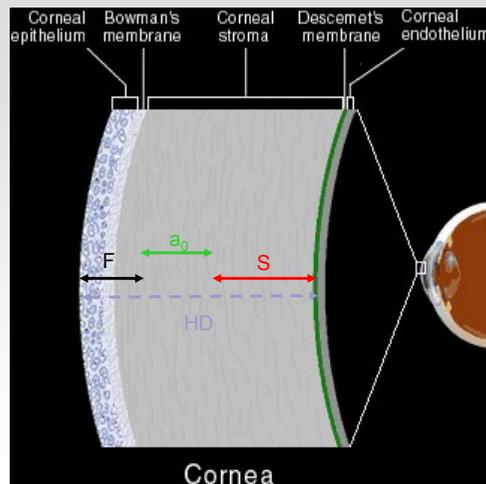
HD = zentrale HH-Dicke (ca. 530 μm)

F = Flapdicke (ca. 160 μm)

S = Stabilitätsgrenze (250 μm)

a_0 = max. Ablationstiefe ($a_0 = \text{HD} - \text{F} - \text{S}$)

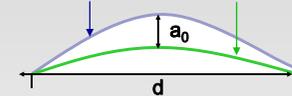
$\Rightarrow a_0 = 120 \mu\text{m}$



Refraktive Laser Chirurgie - Myopie

Ausgangsprofil

Ziel - Profil



Munnerlyn Formel

$$a_0 = \frac{1}{3} \Delta D \cdot d^2$$

a_0 = zentrale Ablationstiefe
 ΔD = gewünschte Refraktionsänderung
 d = Durchmesser Ablationszone

Grenzen der Myopiekorrektur bei LASIK

Maximale zentrale Ablationstiefe: a_0
= zentrale HH-Dicke - Flapdicke - Stabilitätsgrenze HH
= 530 μm - 160 μm - 250 μm = 120 μm

Maximal mögliche Korrektur nach Munnerlyn-Formel:

$$a_0 = 1/3 \Delta D \cdot d^2$$

$$\Rightarrow \Delta D = 3 \cdot a_0 / d^2$$

für Ablationszonen- Durchmesser $d = 6\text{mm}$

$$\Rightarrow \Delta D = 10 \text{ dpt}$$

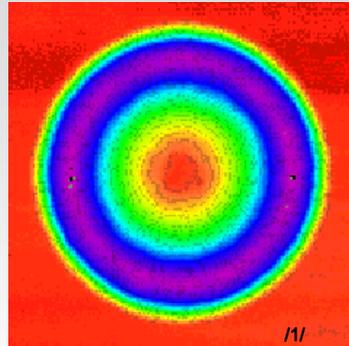
Refraktive Laser Chirurgie - Hyperopie

Ablationsprofil bei Hyperopiekorrektur

Zur Aufsteilung des Korneazentrums wird nur in der Peripherie ablatiert

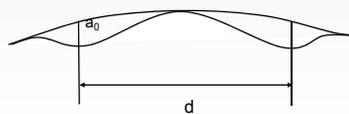
Der Grad der Aufsteilung ist direkt proportional dem Grad der Abflachung

Genauigkeit geringer als bei Myopie



Korrekturen bis max. 5dpt

$$a_0 = \frac{1}{3} \Delta D \cdot d^2$$



Problem: Flap Erzeugung für Excimer-LASIK



Erzeugung und Öffnen eines kornealen Flaps mittels Mikrokeratom

Probleme:

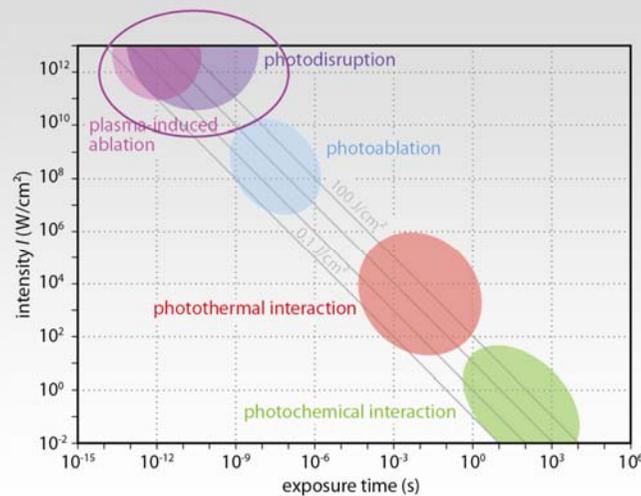
- häufigste Komplikation bei LASIK (Flap unvollständig, abgerissen, buttonhole)
- Schnitt am Rand dicker als im Zentrum
- Psychologische Belastung des Patienten (Schnitt am Auge!)

AMADEUS Mikrokeratom
Ziemer Ophthalmic Systems Port, CH

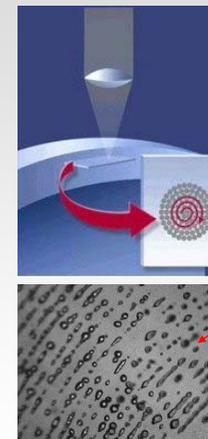


Idee Flaperzeugung mit Femtosekunden Laser

Plasma-induzierte Ablation / Photodisruption



Wiederholung: fs Plasma-induzierte Ablation - Grundlagen



Schneiden (Mikroperforierung) von Gewebe /6/ mit Impulsenergien von einigen μJ

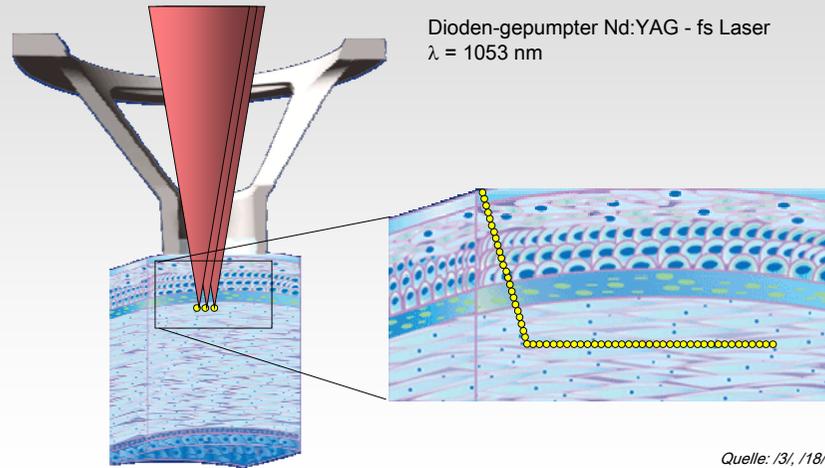
Im Laserfokus:

Multiphotonenionisation und Plasmabildung

-> lokale GewebszerreiÙung und Bildung von kleinen Mikroblasen (Ø ≈ 5 μm) gefüllt mit O₂, H₂O, CO₂, ... entstanden durch Photoionisation des Gewebes)

-> hochpräzise 3-dimensionale Gewebeschnitte möglich

Plasma-induzierte Ablation: Beispiel Flap-Erzeugung für LASIK



Dioden-gepumpter Nd:YAG - fs Laser
 $\lambda = 1053 \text{ nm}$

Quelle: /3/, /18/

fs-Laser Anwendung: Flap Erzeugung für Excimer-LASIK

Vorteile:

- sehr gleichmäßige Dicke
- sehr gut bestimmte Randform und Hinge
- bessere post-op. Ergebnisse
- bei OP-Abbruch kann der Eingriff nach wenigen Wochen wiederholt werden
- Durchführung des Eingriffs verlangt wenig Training
- ständige Kontrolle des Schnittfortschritts möglich
- geringere psychologische Barriere für Patienten

Nachteile:

- zeitaufwändiger (Mikrokeratom: ca. 30s; fs-Laser: ca. 60 –120s)
- Flap ist schwieriger lösbar als nach Mikrokeratom-Schnitt
- Bei ungünstigen Laserparametern: rauhere Oberfläche als Mikrokeratom
- höherer technischer Aufwand
Zusatzkosten werden an Patient weitergegeben, z.Zt. ca. + \$350

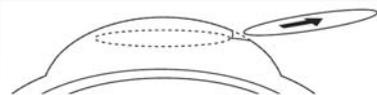
Vorteile überwiegen Nachteile bei weitem

➡ **90% der Patienten entscheiden sich heute für fs-Flap**

Small Incision Lenticule Extraction (SMILE)

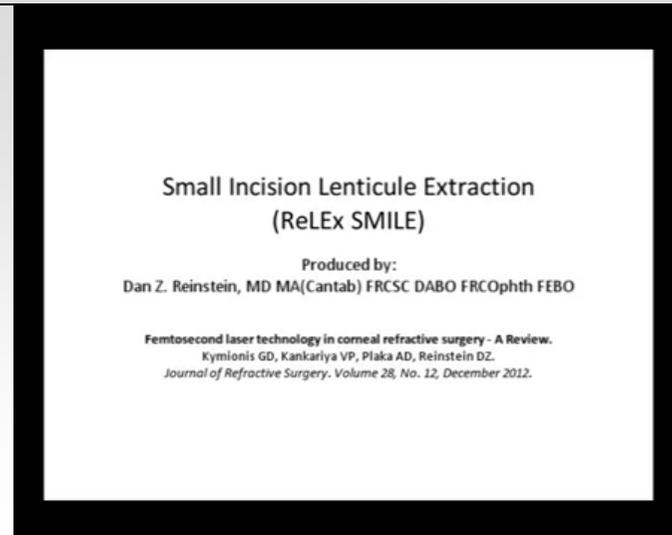


Intra-stromales Herauspräparieren von Gewebe:



Entfernen des Lentikels mit einer Pinzette durch seitliche Öffnung
-> starke Formveränderung der Hornhaut

Small Incision Lenticule Extraction (SMILE)



Femtosekunden Laser – Anwendung: Zusammenfassung

- Die Femtosekundentechnologie ist in der Ophthalmologie eine noch junge Technologie mit breitem Einsatzpotential.
- Die Anwendung zur Erzeugung eines LASIK-Flap ist schon etabliert.
- Der Einsatz zur Korrektur von Fehlsichtigkeiten durch Erzeugung eines Gewebe-Lentikels bietet großes Potential und befindet sich gegenwärtig in der Markteinführung.
- Weitere Anwendungen sind Hornhauttransplantationen, Korrekturen von Aberrationen höherer Ordnung und Schnitte in der Augenlinse bei Katarakt-Operationen.
- Der Einsatz zur Behandlung von Presbyopie befindet sich im Forschungsstadium.

Exercises**P10.9. Photoablation (blow-off model)**

Calculate the ablation rate per laser pulse L_{abl} in corneal stroma according to the blow-off model for an ArF excimer laser ($\lambda = 193 \text{ nm}$) and a KrF excimer laser ($\lambda = 248 \text{ nm}$). The absorption coefficients of stroma are $\mu_a(193 \text{ nm}) = 29\,000 \text{ cm}^{-1}$ and $\mu_a(248 \text{ nm}) = 290 \text{ cm}^{-1}$. The corresponding exposure thresholds are $\Phi_{th}(193 \text{ nm}) = 50 \text{ mJ/cm}^2$ and $\Phi_{th}(248 \text{ nm}) = 500 \text{ mJ/cm}^2$. In both cases, the laser exposure is assumed to be $\Phi = 600 \text{ mJ/cm}^2$.

P10.10. Photoablation (thermal effects)

An ArF excimer laser has a typical pulse length of 20 ns. Why are thermal effects of this laser negligible when it is used for photoablation of corneal stroma. Further, we have the following tissue parameters:

- thermal diffusion constant $k = 1.5 \times 10^{-7} \text{ m}^2/\text{s}$
- absorption coefficient $\mu_a(193 \text{ nm}) = 29\,000/\text{cm}$?

Exercises**P10.11. Photoablation (refractive change)**

In refractive corneal surgery, an excimer laser is used to increase the central radius of curvature of the corneal front surface by $\pm 3\%$.

1. Let us assume that the treated eye can be described by the Exact Gullstrand Eye model. Calculate the change of the refractive power of the corneal front surface.
2. For what kind of refractive error is such a treatment useful?

P10.12. Photoablation (required precision)

Let us consider a laser system which allows photoablation with a precision of $\pm 5 \mu\text{m}$.

1. What is the maximum precision during refractive surgery which can be achieved with this instrument for a typical ablation zone diameter of 6 mm?
2. Does it make sense to have an ablation precision of $\pm 1 \mu\text{m}$?

Exercises**P10.13. Photoablation (LASIK I)**

A myopic eye has a central corneal thickness of 530 μm and shall be treated with LASIK. The flap thickness is 160 μm and the diameter of the optical zone 6 mm. Calculate the maximum possible correction of the refractive power under consideration of the stability limit of the corneal thickness.

P10.14. Photoablation (LASIK II)

A myopic patient desires a LASIK refraction correction. The required refractive power of the corrective lens is determined preoperatively by subjective refraction using a phoropter. The trial lenses of the phoropter are placed in front of the eye at a distance of $L = 12 \text{ mm}$ from the corneal vertex. The patient achieves the best far distance visual acuity with a trial lens of back vertex power $\mathcal{D}_v' = -6 \text{ D}$. What is the necessary ablation depth in the center if the physician chooses the Mullerlyn-ablation profile with an optical zone diameter of 6 mm for myopia correction?

P10.15. Photoablation (exposure correction)

The photoablation rate per laser pulse depends on the applied exposure (see Eq. (9.12)). As the surface of the cornea is curved, the beam waist diameter changes as a function of the location on the corneal surface. Without correction, the ablation rate would gradually decrease from the corneal center to the periphery, as the effective exposure drops. Calculate the necessary correction factor for the laser energy as a function of the laser spot decentration from the corneal vertex.