

2 Grundlagen

Das folgende Kapitel gibt eine kurze Übersicht über das Sehen und die Funktion der Hornhaut. Anschließend werden verschiedene Verfahren zur Vermessung der Hornhautform vorgestellt. Danach werden Aspekte der refraktiven Hornhautchirurgie mit Lasergeräten erläutert.

2.1 Das Auge

2.1.1 Anatomie des Auges

Der Augapfel liegt geschützt in der von den Schädelknochen gebildeten Augenhöhle (Orbita). Mit seiner Rückseite ruht er auf einem Fettposter, das einer Gelenkpfanne ähnlich ist, und wird von sechs Muskeln gehalten und bewegt.

Der vordere Augenabschnitt erstreckt sich von der Hornhaut über die Vorderkammer bis zur Linse und Iris. Die hintere Augenkammer schließt sich hinter der Iris an und geht bis zur Vorderfläche des Glaskörpers. Diese beiden Kammern sind mit Kammerwasser gefüllt, das im Ziliarkörper produziert wird, durch die Pupille in die vordere Kammer gelangt und durch den Schlemm'schen Kanal abfließt. Der gelartige Glaskörper bildet den hinteren Augenabschnitt. Die folgende Abbildung zeigt die einzelnen Elemente des Auges.

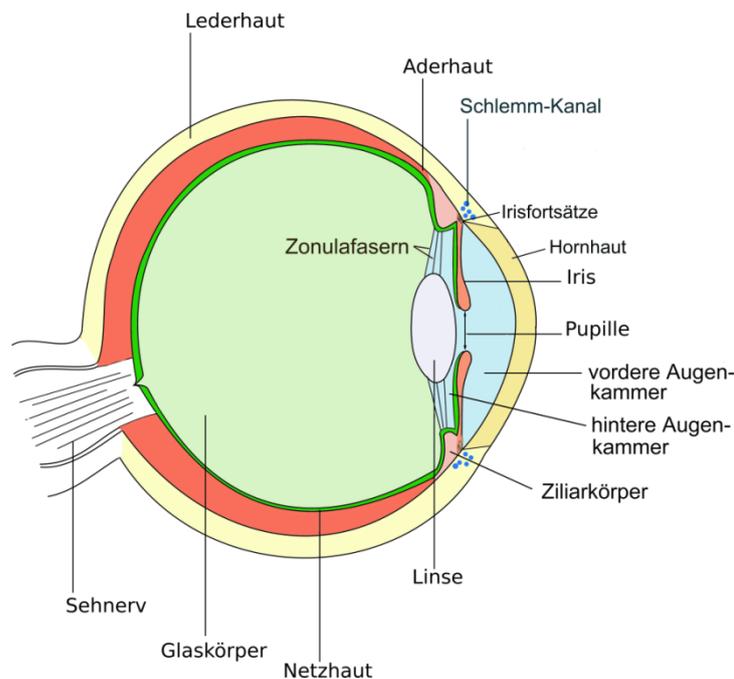


Abb. 2-1: Schnitt durch ein Auge (von wikipedia.de)

Der Augapfel hat annähernd Kugelgestalt und wird außen durch die Lederhaut (Sklera) und die Hornhaut (Cornea) begrenzt. Die Hornhaut ist transparent und gleicht einem Fenster für den Eintritt von Lichtstrahlen. Sie ist stärker als die sie umgebende Sklera gekrümmt und ist wie ein Uhrglas in sie eingefügt. Aus der Rückseite des Augapfels treten an der Papille die Nervenfasern der Netzhaut aus und werden gebündelt zum Gehirn weitergeleitet.

Die mittlere Augenhaut setzt sich aus der Regenbogenhaut (Iris), dem Ziliarkörper und der Aderhaut (Choroidia) zusammen. Die Iris, die als Blende die Pupille begrenzt, geht in den Strahlenkörper über, der den Ziliarmuskel enthält.

Die innere Augenhaut besteht aus der lichtempfindlichen Netzhaut (Retina) und dem Pigmentepithel. Auf die Retina treffende Lichtstrahlen müssen erst die Nervenfaserschicht, die Ganglienzellschicht und die innere Körnerschicht durchwandern, um endlich auf die lichtempfindliche Schicht, das Sinnesepithel der Retina zu gelangen. Dort wird eine Kette chemischer Reaktionen ausgelöst, die das Licht in elektrische Reize umwandelt, die bereits in der Netzhaut durch Synapsen vorverarbeitet und dann an das Gehirn weitergeleitet werden ^{2,3}.

2.1.2 Refraktion des Auges und Bildentstehung auf der Netzhaut

Die bildliche Wahrnehmung der Umwelt gelingt über ihre optische Abbildung auf die Netzhaut des Auges. Für die Abbildung sind die Hornhaut, die Iris und die Linse zuständig, die mit dem Objektiv einer Kamera verglichen werden können. Auf das Auge treffende Lichtstrahlen werden aufgrund von Brechungsindexunterschieden an den Grenzflächen der Hornhaut und der Linse gebrochen und so auf die Netzhaut fokussiert. Der Unterschied zwischen den Brechungsindizes von Luft und Hornhautvorderfläche ist dabei am größten. Da die Vorderfläche außerdem stark gekrümmt ist, erfolgt hier mit über 70% der wesentliche Teil der Brechung. Die Linsenform ist im Gegensatz zur Hornhautform flexibel einstellbar, so daß sowohl ferne als auch nahe Objekte scharf abgebildet werden können (Akkommodation). Diese Einstellung gelingt vermittelt der Zonulafasern, die am Ziliarkörper befestigt sind. In der Tabelle Tab. 2-1 sind die für die Abbildung wesentlichen mittleren Größen zusammengefaßt (HH = Hornhaut).

Tab. 2-1: Optisch relevante Parameter des Auges (nach ⁴)

| | Radius [mm] | Brechungsindex | Brechkraft [Dioptrien] | Abstand zur HH-vorderfläche [mm] |
|----------------------|-------------|----------------|------------------------|----------------------------------|
| HHvorderfläche | 7,7 | | 48,3 | |
| HH | | 1,376 | | |
| HHrückfläche | 6,8 | | -5,9 | 0,5 |
| Kammerwasser | | 1,336 | | |
| Vordere Linsenfläche | 5,3-10 | | | 3,6 |
| Linse | | 1,385-1,406 | 19,1-33,6 | |
| Hintere Linsenfläche | 5,3-6 | | | 7,2 |
| Glaskörper | | 1,336 | | |
| Netzhaut | | | | 22,6 |

Bei einem emmetropen Auge wird parallel einfallendes Licht auf die Netzhaut fokussiert. Häufig ist die Brechkraft des Auges unzureichend auf seine Achslänge abgestimmt, so daß eine optimale Fokussierung nicht gelingt. Liegt der Brennpunkt vor der Netzhaut so ist das Auge kurzsichtig (myop). Bei übersichtigen (hyperopen) Augen treffen sich die gebündelten Strahlen hinter der Netzhaut. Bei einer asymmetrischen Oberfläche der Hornhaut mit unterschiedlichen Brechkraften in zwei verschiedenen Achsen entsteht Stabsichtigkeit (Astigmatismus) ⁵. Bei irregulären Formabweichungen der Hornhautoberfläche treten Abbildungsfehler höherer Ordnung auf, die inzwischen mit moderner, auf einer Wellenfrontanalyse basierender Meßtechnik ebenfalls erfaßt werden können ^{6,7}.

2.1.3 Anatomie der Hornhaut

In der folgenden Abbildung sind die einzelnen Schichten der Hornhaut dargestellt.

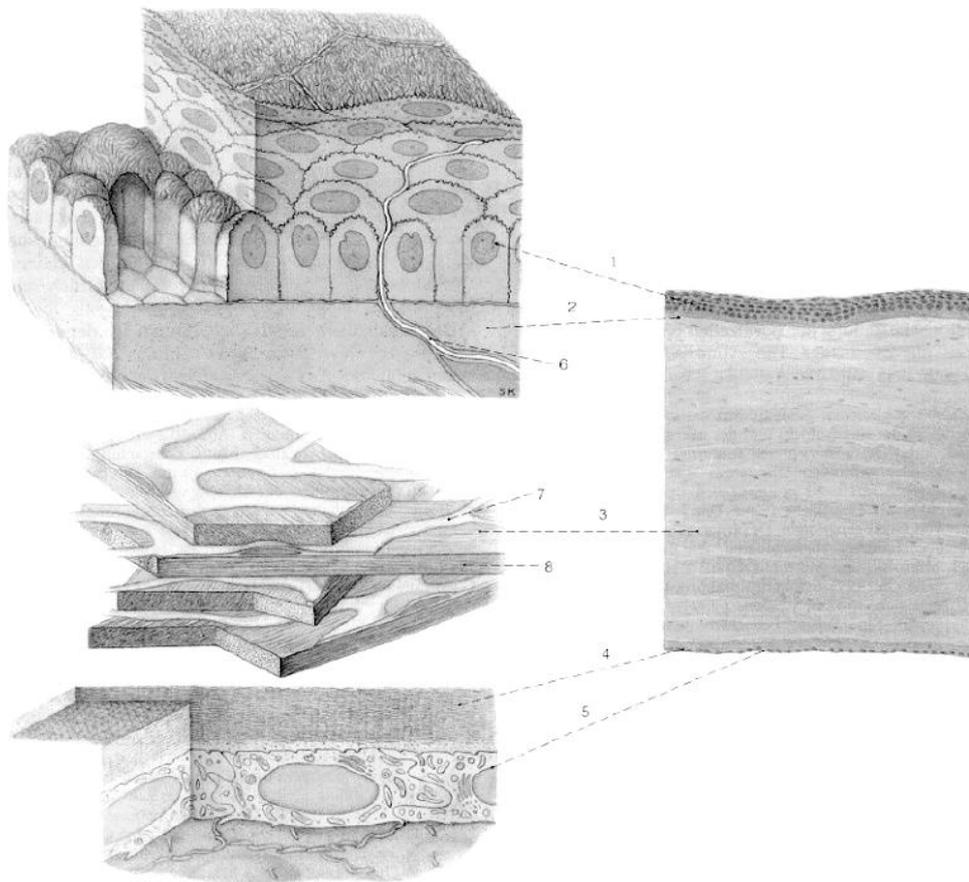


Abb. 2-2: Schnitt durch eine Hornhaut ⁸ - 1: Epithel, 2: Bowman'sche Membran, 3: Stroma, 4: Desce-met'sche Membran, 5: Endothel, 6: Nerv, 7: Keratozyt und 8: Bündel kollagener Fibrillen.

Das Hornhautepithel setzt sich aus einer 5-6 Zellschichten zusammen. Es hat mit seinen etwa 50 Mikrometern einen Anteil von etwa 10% an der Dicke der Hornhaut. Seine leicht rauhe Oberfläche wird vom Tränenfilm geglättet. Es ist nahezu wasserundurchlässig und dient als Barriere gegen das Eindringen von Fremdstoffen, Bakterien und schädlichen Lichtwellenlängen. Da sich in seinem Inneren zahlreiche sensible Nerven befinden, ist es sehr schmerzempfindlich. Das Epithel erneuert sich innerhalb von ein bis zwei Wochen vollständig, so daß Verletzungen schnell ausheilen.

Die etwa 10 Mikrometer dicke Bowman Membran dient als zellfreie Kollagenschicht vor allem zur Stabilisierung der Hornhaut und zum Erhalt der Epithelstruktur. Sie ist nicht regenerationsfähig und über ein Fasernetzwerk mit dem Stroma verankert.

Etwa 90% der Hornhautdicke macht das Stroma mit 500 Mikrometern aus. Es besteht aus 200-250 etwa zwei Mikrometer dicken, plattenartigen Kollagenlamellen, die winkelig gegeneinander versetzt aufeinanderliegen. Das Stroma ist relativ unelastisch und nur geringfügig dehnbar. Es bestimmt vorrangig die mechanischen Eigenschaften der Hornhaut. Sein Wassergehalt liegt bei 78%, der Zellanteil beträgt nur 3%. Verletzungen heilen sehr langsam und führen im Allgemeinen zu Vernarbungen. Ein Aufbrechen seiner regelmäßigen Anordnung durch das Eindringen von Wasser oder mechanische Beeinträchtigungen kann zum Verlust der Transparenz führen, so daß eine Transplantation erforderlich wird.

Die Descemetmembran trennt die innere Oberfläche des Stromas vom Endothel. Sie besteht aus in Lagen angeordneten Kollagenfibrillen, die von den Endothelzellen abgesondert werden und ihnen als Basalmembran dienen.

Das Endothel schließlich ist eine einzellige Schicht aus hexagonalen Zellen (ca. 20µm Durchmesser), das durch seine Pumpfunktion für die Transparenz der Hornhaut sorgt. Da sich das Endothel nicht regeneriert, ist seine Zerstörung stets mit einer Eintrübung der Hornhaut verbunden. Diese entsteht, wenn sich der Abstand der Lamellen im Stroma durch eindringendes Wasser vergrößert.

Die Hornhautdicke variiert von einem Minimum im Zentrum mit etwa 0,5mm Dicke zur maximalen Dicke am Übergang zum Limbus. Dort ist sie etwa 700 Mikrometer dick. Nasal ist sie etwas dicker als temporal.

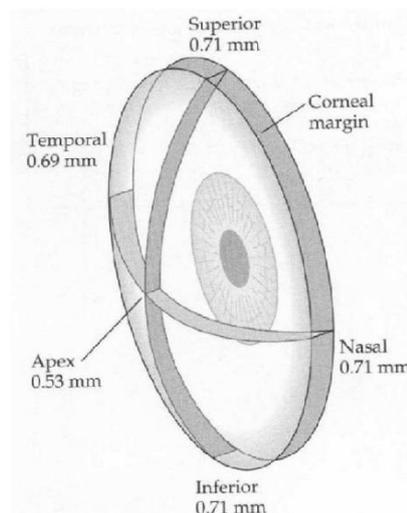


Abb. 2-3: Querschnitt durch die Hornhaut mit Dickenangaben ⁹

2.1.4 Hornhautform

Die Hornhaut ist auf ihrer Vorderseite konvex und auf ihrer Rückseite konkav gekrümmt. Sie hat im Mittel einen vertikalen Durchmesser von 10,6 mm und einen horizontalen von 11,6 mm. Weichen diese Werte um mehr als 1,5 mm ab, so werden sie als pathologisch angesehen und es handelt sich um eine Makro- bzw. Mikrocornea.

Die Hornhaut kann topographisch in drei Zonen eingeteilt werden, die jedoch keine feste Abgrenzung untereinander aufweisen. Im Zentrum ist die apicale Zone mit einem Durchmesser von 4-5mm. Dieser Bereich ist für den Seheindruck am wichtigsten. Daran schließt sich die periphere Zone an, deren Bereich von der Pupille je nach Umgebungshelligkeit verdeckt oder freigegeben wird. Die limbale Zone ist der optisch ungenutzte Randbereich bis zum Übergang von der Hornhaut in die Sklera.

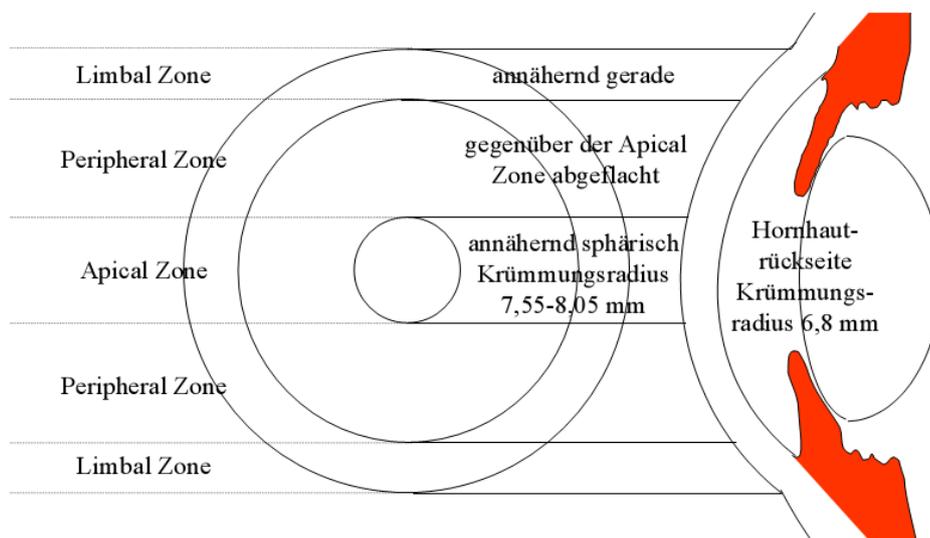


Abb. 2-4: Einteilung der Hornhaut in drei funktional unterscheidbare Zonen

In der apicalen Zone ist die Hornhautoberfläche nahezu sphärisch mit einem Radius zwischen 7,5 und 8 mm. In vertikaler Richtung ist der Radius aufgrund des Lidrucks etwa 0,1mm flacher¹⁰. Dieser natürliche Astigmatismus wird größtenteils von der Linse kompensiert. In der peripheren Zone verläuft die Hornhaut wesentlich flacher¹¹.

2.1.5 Optische Eigenschaften der Hornhaut

2.1.5.1 Absorption

Die Netzhaut ist im sichtbaren Wellenlängenbereich empfindlich, so daß die Hornhaut als Eintrittsfenster für die Strahlung eine entsprechende Transmissionscharakteristik aufweist, die sich sogar bis ins Infrarote erstreckt. Dies eröffnet einerseits die Möglichkeit, mit infrarotem Licht im Auge Behandlungen vorzunehmen. Andererseits können dadurch auch Schäden hervorgerufen werden, die im Sichtbaren durch den Lidschlußreflex verhindert werden.

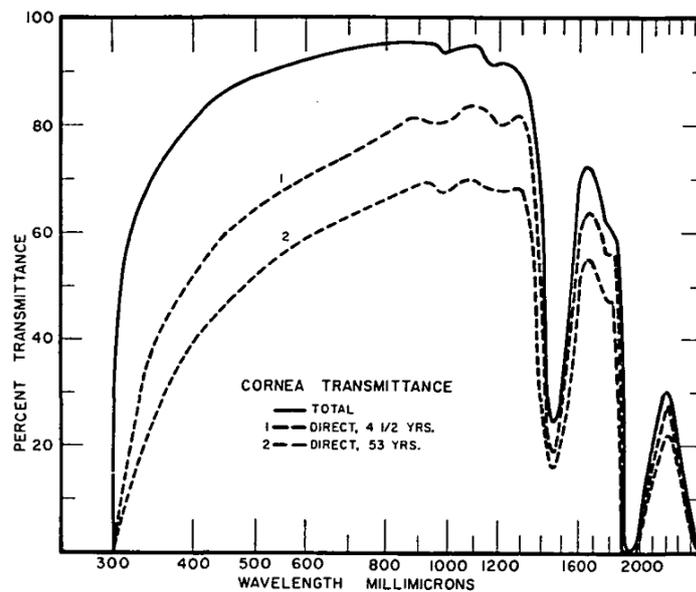


Abb. 2-5: Transmissionsspektrum der Hornhaut nach ¹². Aufgetragen ist die relative Transmission durch zwei verschieden alte Hornhäute gegen die Wellenlänge des Lichts.

Eine niedrige Transmission wie im ultravioletten (UV) Bereich mit kürzeren Wellenlängen als 300nm ist mit einer hohen Absorption gleichbedeutend. Dieser Wellenlängenbereich ist daher für die präzise Bearbeitung der Hornhaut mit einem Laser relevant. Bei solch hoher Absorption können intensive Laserpulse Gewebe aus dem Verband explosionsartig herauslösen und damit gezielt eine Formänderung herbeiführen ¹³⁻¹⁵.

Nachdem klar war, daß sich die Hornhaut mit dem Excimer Laser präzise bearbeiten läßt, bemühten sich weltweit Forschergruppen um ein besseres Verständnis der Grundlagen der Laser-Gewebe-Wirkung. Dabei stand zunächst der Absorptionskoeffizient des Gewebes bei den UV Wellenlängen als wesentliche Kenngröße im Vordergrund. Dieser Koeffizient ist ein Maß für die Abnahme der Intensität des Lichts mit zunehmender Tiefe des durchstrahlten Mediums. Die folgende Grafik stammt aus der Arbeit von Lembares ¹⁶. Sie zeigt die Abhängigkeit der mit einem Spektrometer gemessenen Absorption des Lichts im Hornhautgewebe von der Wellenlänge.

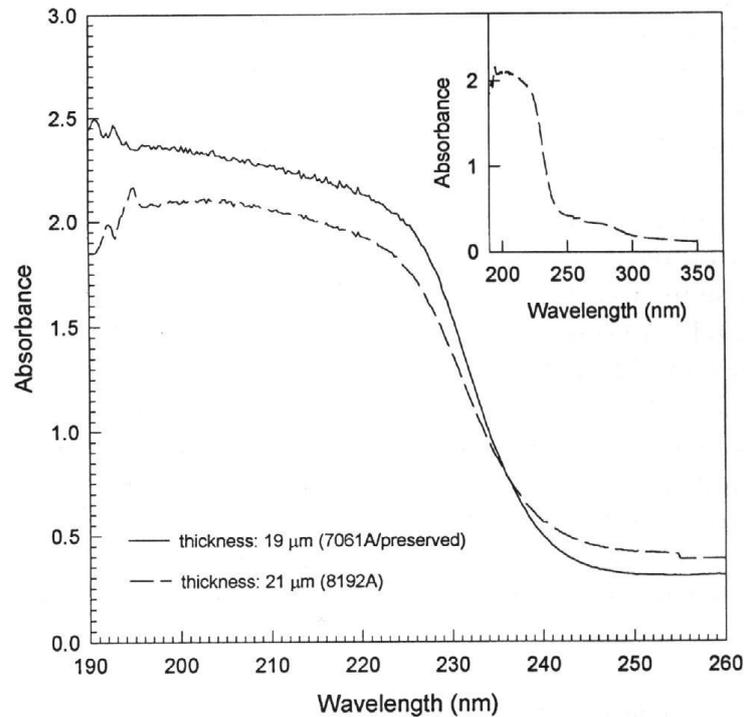


Abb. 2-6: Absorption von UV Licht in Hornhautgewebe¹⁶. Aufgetragen ist der Extinktionskoeffizient gegenüber der Wellenlänge. Der Koeffizient ist ein Maß für die Abnahme der Strahlungsintensität mit der Tiefe im Gewebe.

Der starke Anstieg der Absorption um 230 nm ermöglicht die Bearbeitung der Hornhaut mit kürzeren Wellenlängen. Das umgebende Gewebe wird dabei von der Strahlung geschont. Eine thermische Schädigung durch einen Wärmestau wird vermieden, wenn die Bestrahlungsdauer etwa eine Mikrosekunde nicht überschreitet^b.

Pettit et al. haben experimentell gezeigt, daß sich die optischen Eigenschaften des Gewebes während des Laserabtrags dynamisch verändern¹⁷. Staveteig und Walsh haben Experimente durchgeführt, in denen der Absorptionskoeffizient des Wassers eine Abhängigkeit von der Temperatur aufwies¹⁸. Damit erklärt sich die extrem niedrige Eindringtiefe von intensiven Laserpulsen bei 193nm. So führen Temperaturerhöhungen im Gewebe während des Einwirkens des Laserpulses dazu, daß gebundenes Wasser als zusätzlicher Absorber wirkt. Die starke Streuung des kurzweligen Lichts trägt außerdem zur Erhöhung der Absorption bei¹⁹. Pettit et al. haben drei Jahre später neue Ergebnisse vorgelegt, denen zufolge der Absorptionskoeffizient von Hornhautgewebe bei 193nm Laserpulsen bei etwa 40.000 cm^{-1} liegt²⁰.

2.1.5.2 Fluoreszenz

Das Epithel der Hornhaut bietet einen Schutz vor UV Strahlen, die das Innere des Auges schädigen könnten²¹. Während der Laserbehandlung entfällt der Schutz, da das Epithel unter der Be-

^b Thermische Schäden können jedoch auch auftreten, wenn einzelne Pulse wiederholt in sehr kurzen Abständen auf den gleichen Bereich auf der Hornhaut abgegeben werden. Dann hat die mit jeder Umsetzung von Lichtenergie in einen Gewebeabtrag entstehende Wärme nicht mehr genügend Zeit, um in die Umgebung zu diffundieren. Wiederholraten ab etwa 100 Hertz können bei Behandlungen relevant werden.

handlung beseitigt wird. Schon Ende der 80er Jahre wurde eine Diskussion über die Schädlichkeit des UV Lichts entfacht, das durch die Fluoreszenz der Hornhaut während der Bestrahlung mit 193nm Laserpulsen entsteht^{22, 23}. In der Folge wurden Vermutungen geäußert, die in das Auge eintretende Fluoreszenzstrahlung könne die Augenlinse schädigen²⁴⁻²⁷. Die dabei emittierten Wellenlängen liegen in Bereichen, von denen bekannt ist, daß sie mutagene und kataraktogene Wirkung haben. Ein direkter Nachweis dieser Wirkungen ist bis heute aufgrund der niedrigen Lichtintensitäten der Fluoreszenzstrahlung und der vielfältigen Ursachen für den gleichen Befund jedoch nicht gelungen^c.

Die verschiedenen Hornhautgewebe fluoreszieren im sichtbaren Wellenlängenbereich unterschiedlich, wenn sie mit 193nm Laserpulsen beleuchtet werden. Die folgende Abbildung zeigt ein typisches Emissionsspektrum von Epithel- und Stromagewebe²⁸.

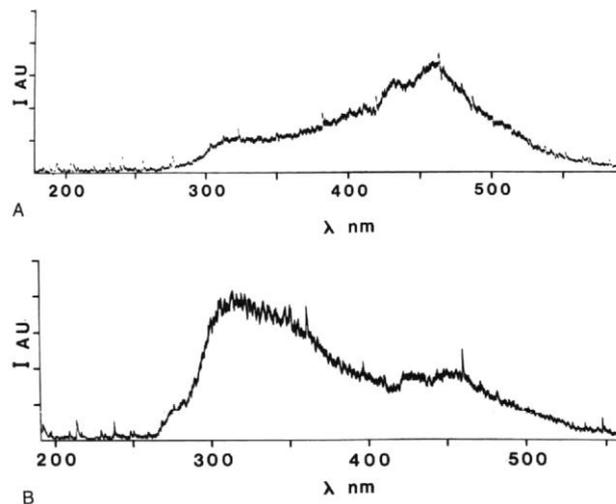


Abb. 2-7: Emissionsspektrum von Epithel (oben) und Stroma (unten) nach 193nm Anregung (aus²⁸). Aufgetragen ist die relative Fluoreszenzintensität der beiden Gewebe über der Wellenlänge.

Die Unterschiede in den Spektren können als Indikator genutzt werden, um das Epithel vor einer Behandlung mit dem Laser zu entfernen²⁹. Das Fluoreszenzverhalten ändert sich zusätzlich in der Tiefe des Stromas. Es wurde daher sogar die Hoffnung geäußert, über eine Fluoreszenzanalyse feststellen zu können, wie weit die Behandlung vorangeschritten ist und darüber eine Steuerung des Abtrags vorzunehmen³⁰.

^c Bemerkenswert ist, daß ein Autor sich der Thematik angenommen hat, um daraus einen Kriminalroman zu verfassen (Jonathan Maxx: „Fatal Focus: The Laser Vision Conspiracy“, Xlibris Corp. 2001).

2.2 Hornhauttopometrie

In diesem Kapitel werden traditionelle und aktuelle Methoden zur Hornhauttopometrie dargestellt^d. Dabei soll die zugrunde liegende Terminologie erklärt, anhand derer die Funktionsweise sämtlicher Topometer nachvollzogen werden kann. Zunächst wird die historische Entwicklung betrachtet. An dieser Stelle sei auf mehrere Übersichtsartikel verwiesen, in denen die wesentlichen Details zur Entwicklung und zur jeweils aktuellen Situation beschrieben sind³¹⁻³⁴.

2.2.1 Historische Entwicklung

Seit mehr als einem Jahrhundert ist bekannt, daß die Hornhaut das bedeutendste lichtbrechende Element des Auges ist. Schon früh haben Ophthalmologen daher versucht, ihre Topologie zu bestimmen. Aufgrund der Asphärizität und Asymmetrie der Hornhaut stellte sich dies als schwierige Aufgabe heraus. Diese Herausforderung hat zu stetigen Verbesserungen in den Methoden geführt. Die historische Entwicklung ist in den Artikeln von Binder³⁵ und Levene³⁶ ausführlich dargestellt.

1619 hat Scheiner erstmals die Hornhautform vermessen. Er beobachtete, daß glänzende Glas- kugeln unterschiedlicher Durchmesser Reflexionsbilder mit verschiedenen Größen erzeugten. Daraufhin hat er eine Serie konvexer sphärischer Spiegel mit zunehmenden Krümmungen herstellen lassen. Durch Vergleiche von Reflexen an diesen Spiegeln mit denen von zu vermessen- den Hornhäuten hat er versucht, die Krümmungen zu bestimmen³⁷.

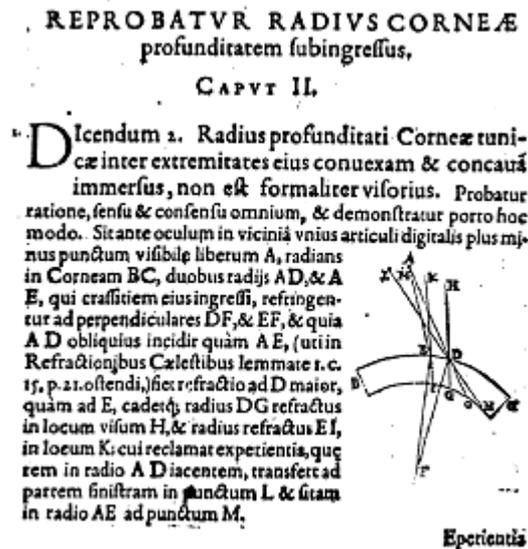


Abb. 2-8: Ausschnitt aus der Arbeit von Scheiner von 1620³⁷

In den 1820er Jahren hat Cuignet ein Keratoskop entwickelt. Mit dem System wurde ein Licht- muster auf einem Schirm vor dem Auge des Patienten projiziert. Die Anordnung der Elemente der Projektion wurde so gewählt, daß ein Beobachter den Reflex des Lichtmusters von der Horn- haut sehen konnte. Dies ermöglichte eine qualitative Beurteilung von Verzeichnungen des Mus- ters, die durch eine irreguläre Hornhautform verursacht wurden. Cuignets Hauptproblem bestand

^d Unter Topologie ist die Gestalt bzw. Form der Oberfläche zu verstehen, Topometrie bedeutet die Messung oder der Meßvorgang, und Topographie meint die bildliche Darstellung der Ergebnisse einer Topometrie.

jedoch in der Justage des Musters in Bezug auf die optische Achse des Auges. Da das Muster außerdem unvergrößert erschien, blieben dem Beobachter feine Störungen der Hornhautoberfläche verborgen.

Eine quantitative Aussage war erstmals 1854 mit der Entwicklung des Keratometers (Ophthalmometers) durch Hermann von Helmholtz möglich³⁸. Dies war das erste Keratometer im heutigen Sinn. Die spherozylindrische Krümmung der zentralen 3mm der Hornhaut ließ sich damit in zwei Meridianen über die Messung des Abstands zwischen den Reflexen zweier paarweiser Punkte bestimmen.

Um 1880 wurde Cuignets Problem von Placido gelöst³⁹. Sein Schirm bestand aus einer Scheibe mit konzentrischen schwarzen und weißen Ringen, die in der Mitte ein Loch aufwies, durch das der Beobachter den Reflex auf der Hornhaut sehen konnte. Dies war der entscheidende Schritt, um das Auge des Patienten an der Scheibe auszurichten. Einerseits konnte der Beobachter die Scheibe grob vor dem Auge zentrieren, andererseits war dies auch dem Patienten selber möglich. Diese Technik ist die Basis für viele Geräte, die heute kommerziell vertrieben werden.



Abb. 2-9: Placido Scheibe zur Beobachtungen von Ringreflexionen an der Hornhaut

Anhand der Ringe entsteht zwar ein visueller Eindruck der Topologie, jedoch keine quantitative Aussage. Und obschon die Zentrierung der Hornhaut mit der Placido Scheibe wesentlich vereinfacht wurde, konnte der Beobachter noch immer keine Vergrößerung der Topologie vornehmen und übersah somit weiterhin feine Irregularitäten.

Die Frage der Vergrößerung wurde von Javal angegangen. Er baute 1881 eine Placido Scheibe an sein Keratometer, um den beobachteten Bereich auf der Hornhaut zu vergrößern⁴⁰. Ihm war klar, daß er das Bild fixieren mußte, um die Größe der Ringe messen zu können. Dies war jedoch erst 1896 möglich, als Allavar Gullstrand einen Fotoapparat an das Keratoskop anbaute und die Reflexe auf einen Film aufnahm⁴¹. Eine Vielzahl an Versuchen zur Quantifizierung der Keratographien wurde vorgenommen, indem sie mit Photographien von Kugeln mit bekannten Radien verglichen wurden. Die Verfahren waren mühsam, langwierig und nicht praktikabel.

Obschon sich die Experten noch über den tatsächlichen Erfinder uneinig sind, hat Gullstrand den ersten Algorithmus zur Berechnung der Topologie aus den Messungen beschrieben. 1896 veröffentlichte er einen Artikel, in dem er Javals Vorschlag aufgriff, ein Meßmikroskop zur Bestimmung des Abstands zweier Punkte auf einem keratographischen Foto zu verwenden⁴¹. Der instantane Krümmungsradius wurde aus Gullstrands Messungen durch einen sogenannten arc-step Algorithmus abgeleitet. Die kornealen Meridiane, die er dadurch aufzuzeichnen vermochte, ähneln stark denen moderner computergesteuerter Hornhauttopometer.

Es dauerte weitere 90 Jahre bis die Fotokeratoskopie das Computerzeitalter erreicht hatte. Auf dem Weg dorthin wurden verschiedene Entwicklungsstufen durchschritten. Dekking hat 1930 den ersten Konus zur Beleuchtung des Auges mit einem Ringmuster angewandt⁴². Bonnet hat 1964 in einem Buch die Verwendung von Talkum für stereoskopische Aufnahmen beschrieben⁴³. Inzwischen wurde das Talkum durch Fluoreszein ersetzt. Mandell hat Ende der 1960er einige Artikel zu Hornhautmodellen und Contactlinsenanpassung publiziert⁴⁴⁻⁴⁶.

In den 1970ern wurden einige Fotokeratoskope mit Polaroid Kameras ausgestattet. 1981 berichteten Rowsey et al. über ein modifiziertes Fotokeratoskop, das Corneascope, das mit einem Komparator eine schnelle Bestimmung des Krümmungsradius der Hornhaut gestattete⁴⁷. Doss et al. haben 1981 eine mathematische Methode zur Bestimmung des Hornhautprofils aus keratologischen Bildern publiziert⁴⁸. Wenig später entwickelten Cohen et al. statistische Indizes zur Beschreibung der reflektierten Ringe⁴⁹.

Die heutige Hornhauttopographie wurde 1984 von Klyce verfügbar gemacht, dem es gelang, computergesteuerte Auswertungen und digitale Bildgebung in einem Videokeratoskop zu vereinen⁵⁰. Klyce hat zudem die Algorithmen von Doss durch statistische Methoden verfeinert, um die inhärenten Fehler der manuellen Auswertung auszumerzen. 1987 führte Maguire farbige Karten zur Visualisierung und Interpretation von Formanomalien ein und verbesserte so die klinische Nutzbarkeit grundlegend⁵¹. Wilson etablierte Empfehlungen zur Farbgebung der Skalierung, um die Karten und damit die diagnostischen Aussagen untereinander vergleichbar zu machen^{52,53}. Die computergestützte Topography hat sich im Gleichschritt mit der Verfügbarkeit neuer Technologien stetig weiterentwickelt. Sie ist heute in weiten Bereichen im klinischen und diagnostischen Umfeld in Gebrauch. Das Meßprinzip hat sich bei Placidosystemen gegenüber früher jedoch nicht wesentlich verändert.

Aktuelle Entwicklungen in der refraktiven Laserchirurgie haben neue topographische Auswertemethoden und auch neue topometrische Verfahren nach sich gezogen. So werden inzwischen auch Technologien vermarktet, die nicht auf der Reflexion eines Musters am Tränenfilm, sondern auf Projektionsverfahren und der Erzeugung von Streulicht beruhen. Interferometrische und rasterstereometrische Verfahren haben so in den Bereich der Hornhauttopometrie Einzug gehalten. Auch das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren bedeutet eine Weiterentwicklung in diesem Sinn.

2.2.2 Verfahren zur Hornhauttopometrie

Dieses Kapitel gibt einen Überblick über die wichtigsten Methoden zur Vermessung der Hornhauttopologie.

2.2.2.1 Meßprinzip

Dem Meßprinzip der meisten Topometer liegt die Annahme zugrunde, bei der Hornhaut handele es sich um eine konvexe Spiegelfläche. Aus der folgenden Grafik lassen sich die wesentlichen Zusammenhänge ableiten.

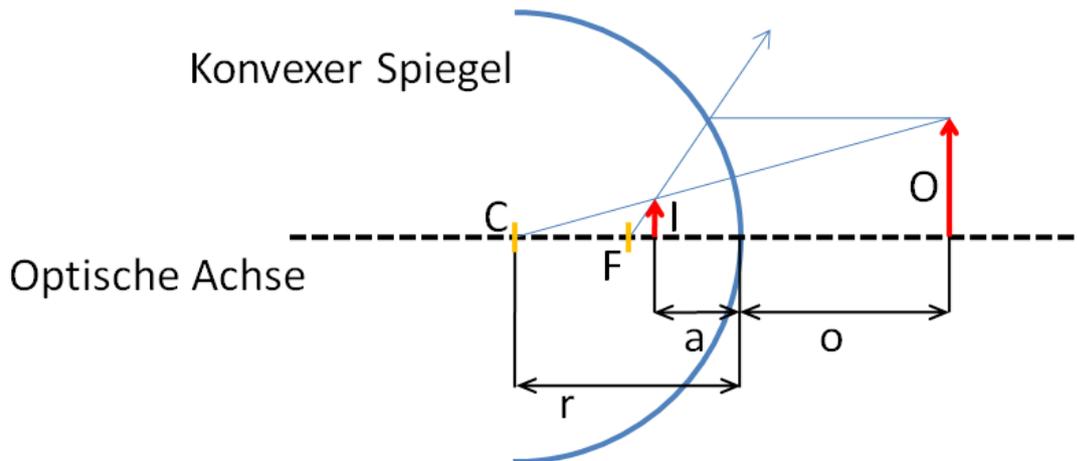


Abb. 2-10: Abbildung an einem konvexen Spiegel mit Objekt O, Bild I, Brennpunkt F, Spiegelradius r, Kreismittelpunkt C, Objektabstand o und Bildabstand a.

O sei die Größe des Objekts, das sich im Abstand o von der Spiegelfläche mit Radius r befindet. Durch die Abbildung am Spiegel entsteht das Bild I. Die Vergrößerung des Spiegels m entspricht dem Verhältnis aus Bildgröße I und Objektgröße O. Dieses Verhältnis ist wiederum proportional dem Verhältnis aus Bildweite a und Objektweite o.

$$m = \frac{I}{O} = \frac{a}{o}$$

Aufgrund des relativ kleinen Krümmungsradius der Hornhautvorderfläche ist das Bild sehr nahe am Brennpunkt F, der auf der Hälfte zwischen der Vorderfläche und dem Kreismittelpunkt C liegt. In erster Näherung kann daher die Bildweite a mit dem halben Krümmungsradius $r/2$ gleichgesetzt werden.

$$a \approx r/2$$

Aus obiger Gleichung ergibt sich damit:

$$I = O \frac{r}{2o}$$

Den Krümmungsradius der Hornhautvorderfläche erhält man damit zu:

$$r = 2o \frac{I}{O} = 2om$$

Anhand der Vergrößerung und der Objektweite läßt sich also der Krümmungsradius der Vorderfläche bestimmen.

Ophthalmologen bevorzugen die Einheit Dioptrien gegenüber dem Krümmungsradius. Anhand der folgenden Gleichungen lassen sich die beiden Größen Brechkraft (P) und Krümmungsradius (r) ineinander überführen:

$$P_{\text{Cornea}} = \frac{n_{\text{Cornea}} - n_{\text{Luft}}}{r_{\text{Cornea}}}$$

Hierbei ist n der jeweilige Brechungsindex. Die Einheit Dioptrien wird in 1/m angegeben. Entsprechend ist der Radius in obige Formel ebenfalls in Metern einzusetzen.

Der Brechungsindex von Luft ist 1. Der hier zu verwendende Brechungsindex der Hornhaut sollte dem des Gewebes der Vorderfläche bzw. dem des Tränenfilms entsprechen, also 1,376. Alternativ dazu hat sich die Verwendung des Index der gesamten Hornhaut etabliert. Er berücksichtigt die konkave Krümmung der Hornhautrückfläche, so daß sich insgesamt ein kleinerer Wert von 1,3375, der Standard Keratometric Index (SKI), ergibt. Aus obiger Formel ergibt sich für die Berechnung der Brechkraft aus dem Hornhautradius somit:

$$P_{\text{Cornea}} = \frac{SKI - 1}{r_{\text{Cornea}}} = \frac{0.3375}{r_{\text{Cornea}}}$$

(Hornhautradius in Metern).

Praktikabler ist jedoch eine Radianangabe in Millimetern, so daß sich die Formel in

$$P_{\text{Cornea}} = \frac{337.5}{r_{\text{Cornea}}}$$

ändert.

Es sei noch einmal ausdrücklich auf die eingeschränkte Anwendbarkeit der Formel hingewiesen, die nur für den zentralen Bereich einer sphärischen Oberfläche gilt.

2.2.2.2 Keratometer (Ophthalmometer)

Die Keratometrie war bis in die 80er Jahre hinein die am weitesten verbreitete klinische Methode zur Erfassung der Hornhauttopologie. Sie wird auch heute noch an vielen Stellen routinemäßig eingesetzt. Der Nutzung des Keratometers liegen die im vorangegangenen Abschnitt hergeleiteten Formeln zugrunde. Der Hornhautradius r ist demzufolge proportional der Bildgröße I und umgekehrt proportional zur Objektgröße O. Daher gibt es zwei Keratometerprinzipien, die auf den jeweils unterschiedlichen Abhängigkeiten beruhen. Bei allen Keratometern ist die Objektweite o über die Fokussierung des Beobachtungsteleskops fest vorgegeben.

Bei Javal-Schiötz Keratometern wird die Objektgröße variiert, um eine feste Bildgröße zu erreichen. Dabei wird der Abstand zweier farbiger Lichtmarken verändert, bis die Bilder der Licht-

marken eine vorgegebene Lage einnehmen. Daraus ergibt sich die Objektgröße, aus der der Radius abgeleitet wird.

Helmholtz Keratometer (z.B. von Bausch & Lomb) können die Bildgröße variieren und belassen die Objektgröße konstant. Zwei Referenzmarken mit bekanntem Abstand werden dabei auf die Hornhaut projiziert. Der Abstand der Bilder dieser beiden Marken wird sodann gemessen. Die Marken werden anschließend um 90° gedreht und die Messung in dem neuen Meridian wiederholt.

2.2.2.3 Videokeratoskopie

Videokeratoskope decken einen wesentlich größeren Bereich als Keratometer ab und liefern damit mehr verwertbare Informationen von der Hornhautoberfläche. Die Geräte bestehen aus einem Schirm, einem optischen Abbildungssystem und einer Steuer- und Auswerteeinheit (Computer). Der Schirm kann als Konus oder Scheibe ausgeführt sein und weist eine Anzahl von zumeist mindestens 10 konzentrischen Ringen auf. Diese sind je nach Hersteller unterschiedlich dick und zuweilen auch farbig. Das virtuelle Bild des Hornhautreflexes der Ringe wird von einer Videokamera aufgenommen, die sich im Zentrum der Ringe befindetet, und an den Rechner zur Auswertung übertragen. Die Lage der Ringe, ihr Verlauf und ihr Abstand zueinander werden von der Topologie der Hornhaut bestimmt.



Abb. 2-11: Meßkopf eines Videokeratoskops mit Placido Ringen (Keratograph von Oculus)

Bei einer sphärischen Hornhaut erscheinen die Ringe rund und in gleichmäßigem Abstand. In steileren Bereichen auf der Hornhaut werden die Ringe zueinander verschoben und schmaler. Flachere Bereiche reflektieren breitere Ringe mit größerem Abstand. Das Ringmuster wird von den Rechenalgorithmen mit dem idealen Ringmuster einer Kugel mit bekanntem Radius verglichen. Aus der Abweichung ergibt sich der jeweils lokale Radius, der in einer Farbgrafik dargestellt wird.

Zur Auswertung gelangen rechnerisch erzeugte Schnittpunkte aus den Ringen und bis zu 360 sternförmig durch das Zentrum verlaufenden Linien, sogenannten Meridianen. Daraus ergeben sich im Idealfall über 20.000 Meßpunkte. Die Meßpunktdichte nimmt in der Peripherie stark ab, da sich mit dem Abstand vom Zentrum die Meridiane stetig weiter voneinander entfernen. In diesen Bereichen werden oft Werte durch Interpolationen hinzugefügt. Die Detektion der Ringe

beruht auf der Auswertung von Helligkeitsveränderungen, anhand derer die Kanten der Ringe oder ihre Mitte gefunden werden soll. Dabei spielen helle Strukturen der Iris oder schwankende Umgebungsbedingungen zuweilen eine Rolle, weil sie die eigentliche Helligkeitsverteilung der Ringe überlagern.

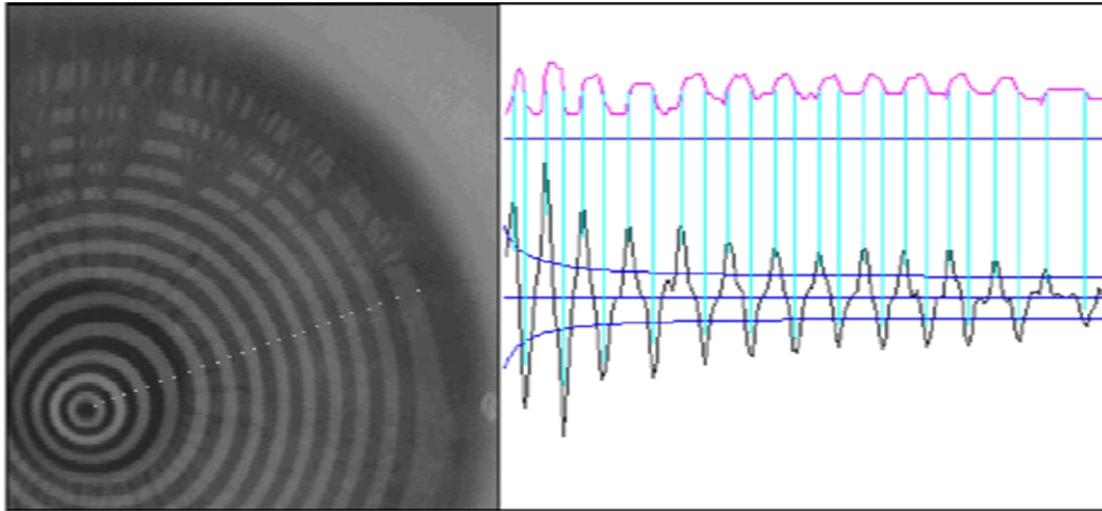


Abb. 2-12: Kantendetektion über Schwellwertverfahren (nach ⁵⁴). Links ist ein Meridian aus dem Streifenbild herausgegriffen. Rechts oben ist die Helligkeitsverteilung entlang des Meridians dargestellt (rosa). Darunter sind die Umkehrpunkte der Verteilung durch Bilden der Ableitung ermittelt worden (blau), um die Lokalisierung der Ringkanten zu verbessern.

2.2.2.4 Spaltscannende Systeme

Bei spaltscannenden Systemen wird Streulicht aus der Hornhaut detektiert, um die Grenzflächen des Gewebes sichtbar zu machen. Je kürzer die Wellenlänge des Lichts, desto höher ist der Streulichtanteil, der aus der Hornhaut zurückgeworfen wird. Dieses Phänomen wird auch bei der Spaltlampe ausgenutzt. Es gibt bildgebende Systeme für den Vorderabschnitt des Auges, die einen Spalt aus unterschiedlichen Richtungen in kurzen Abständen auf die Hornhaut abbilden und das Streulicht aus der Hornhaut mit einer Kamera aufnehmen. Der Verlauf der Kanten des aufgenommenen Spalts wird reproduziert und ausgewertet. Anhand von Triangulationsalgorithmen entstehen so Ausschnitte aus einer dreidimensionalen Vorder- und Rückfläche, die zu einer vollständigen Hornhaut zusammengesetzt werden. So wird gleichzeitig die Topologie der Vorder- und der Rückfläche berechnet. Aus der lagerichtigen Kombination der beiden Flächen ergibt sich die Hornhautdicke. Je nach Richtung, aus der der Spalt projiziert wird, lassen sich zwei Systeme unterscheiden.

Das schon seit Mitte der 90er Jahre erhältliche Gerät Orbscan von Bausch & Lomb (ursprünglich von Orbtex) scannt einen vertikalen Spalt in horizontaler Richtung über das Auge. Es werden jeweils 20 Aufnahmen von rechts und von links aufgenommen. Um die Messung zuverlässiger zu machen, hat der Hersteller dem Scanner noch eine Placidoscheibe hinzugefügt. Das folgende Bild zeigt das System und eine der 40 Aufnahmen.

Auflösung und die bessere Empfindlichkeit gestattet eine automatische und hochgenaue Auswertung der Scheimpflugaufnahmen. Das folgende Bild zeigt ein typisches Scheimpflugbild.

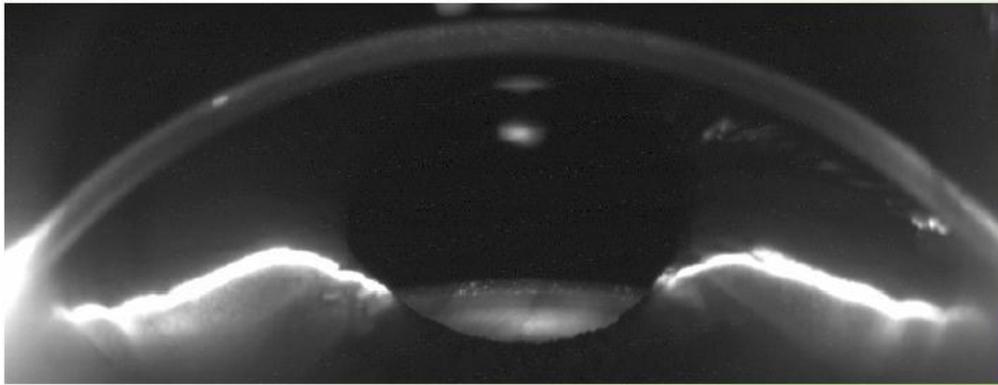


Abb. 2-15: Scheimpflugaufnahme des vorderen Augenabschnitts. Die Hornhaut liefert nur wenig Streulicht, im Vergleich dazu reflektiert die Iris das Licht sehr stark.

Da die Aufnahme einen kompletten Querschnitt durch den Vorderabschnitt gibt, können mit einer Rotation des Spalts mitsamt der Detektionseinrichtung Aufnahmen aus verschiedenen Richtungen gemacht werden. So lassen sich unterschiedliche Meridiane untersuchen und zu einer kompletten 3D Form zusammenfügen.

Die ursprüngliche Kamera von Topcon hatte für die Drehung des Spalts eine manuell zu bedienende Vorrichtung. Neue Geräte, die erst seit Mitte der 2000er Jahre erhältlich sind, rotieren den Spalt mit der Aufnahmeeinrichtung automatisch. Derzeit gibt es drei Hersteller, die Scheimpflugkameras anbieten: Pentacam von Oculus (Deutschland), Gallileo von Ziemer (Schweiz) und Preciso von Ligi (Italien).



Abb. 2-16: Scheimpflugsysteme von Ziemer, Oculus und Ligi

2.2.2.5 Projektionssysteme mit Fluoreszein als Streulichtquelle

Im Gegensatz zu den im vorigen Abschnitt besprochenen Meßverfahren läßt sich Streulicht statt aus dem Hornhautgewebe auch aus dem Tränenfilm des Auges detektieren. Dazu reichert man den Tränenfilm mit einem stark leuchtenden Farbstoff an. Da der Tränenfilm nur wenige Mikrometer dick ist, repräsentiert seine Form in guter Näherung die Topologie der Hornhaut. Das Verfahren ähnelt letztlich der Untersuchung der Hornhaut mit einer Spaltlampe nach der Gabe von Fluoreszein. Der wesentliche Unterschied zur Spaltlampe besteht in Gestalt und Tiefenschärfe des Beleuchtungsmusters und der Einstellung eines festen Beleuchtungswinkels.

Es werden verschiedene Anwendungen unterschieden.

Die Rasterphotogrammetrie wurde erstmals schon Anfang der 90er Jahre von der Firma PAR in dem Gerät CTS (corneal topography system) umgesetzt^{56,57}. Dabei wird ein Gitter mit einem Blitzlicht auf die Hornhaut projiziert, nachdem mit einem blauen Anregungsfilter nur die für die Anregung der Fluoreszenz benötigten Wellenlängen durchgelassen werden. Das auf der Hornhaut entstehende Fluoreszenzmuster wird unter einem Triangulationswinkel so detektiert, daß das blaue Anregungslicht von einem Gelbfilter unterdrückt wird. Auf die Kamera gelangt also nur das Fluoreszenzmuster, nicht jedoch das Anregungslicht. Anhand einer Kalibriervorschrift können die Höhendaten aus den Kreuzungspunkten ermittelt werden.

Die folgende Grafik zeigt das Muster auf einer Ebene und auf der Hornhaut.

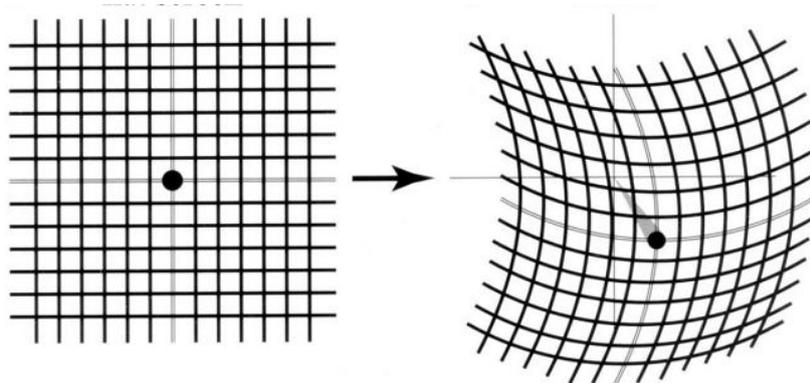


Abb. 2-17: Bild eines fluoreszierenden Rasters auf einer Ebene (links) und einer Hornhaut (rechts). Auf der Ebene entsteht ein reguläres Muster mit senkrecht zueinander verlaufenden Linien. Diese Linien erscheinen auf der gewölbten Hornhaut wegen der schrägen Beleuchtung gebogen. Aus der Veränderung der Lage der Schnittpunkte ergibt sich die dreidimensionale Oberflächenform.

Kawara hat schon 1979 ein Moiré Verfahren zur Vermessung der Hornhaut vorgeschlagen⁵⁸.

Die folgende Abbildung zeigt den prinzipiellen Aufbau des Systems (Abb. 2-18).

Das Gitter G1 wird mit einem Parallelstrahl beleuchtet und über die Linsen L1 und L2 auf der Augenoberfläche abgebildet. Unter einem Winkel α wird das Muster mit einer Kamera beobachtet, nachdem es das Gitter G2 durchlaufen hat. Dabei entsteht das Moirébild, das zur Auswertung kommt.

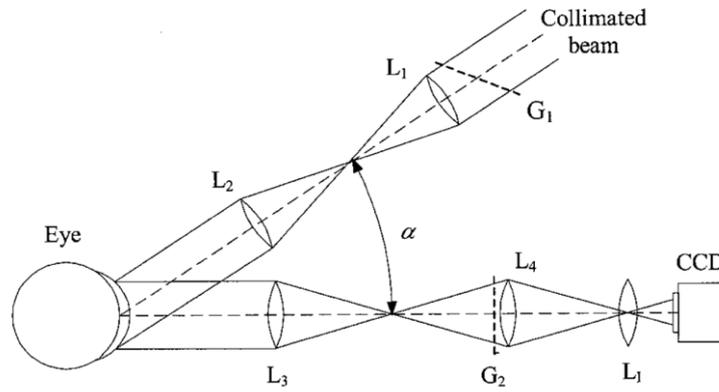


Abb. 2-18: Anordnung der optischen Elemente bei der Moiré Topometrie (nach ⁵⁸). Ein Linsensystem (L1 und L2) bildet das von einem kollimierten Lichtstrahl beleuchtete Gitter G1 auf der Hornhaut ab. Das Fluoreszenzbild wird über weitere Linsen und das Gitter G2 unter dem Winkel α von der Kamera (CCD) aufgenommen. Diese detektiert ein Moiré Muster.

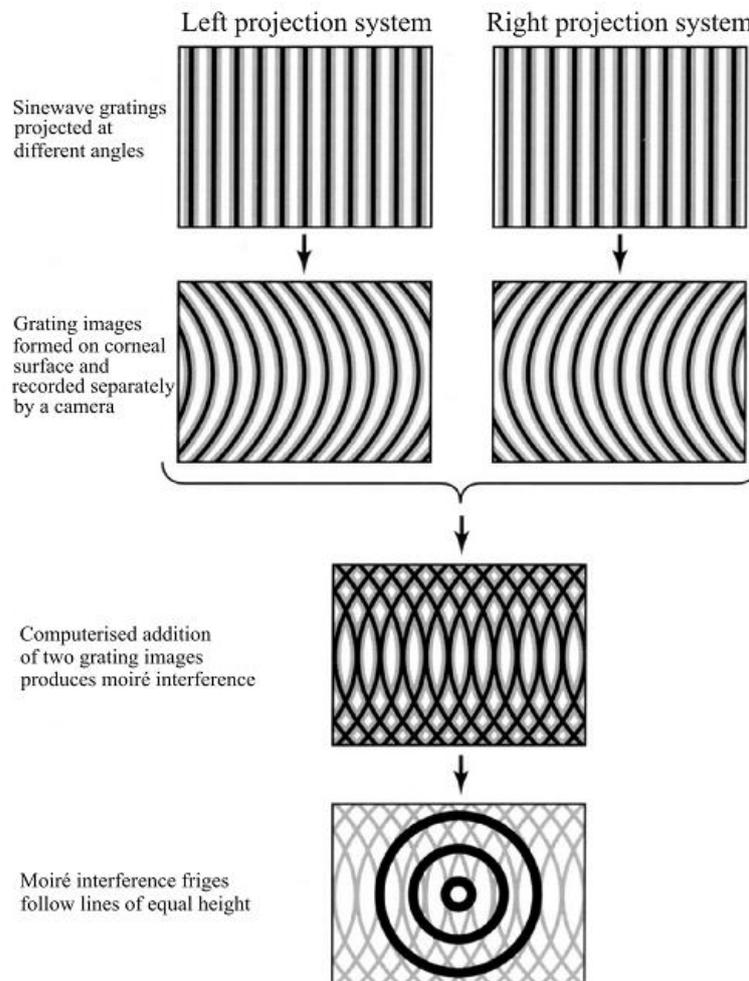


Abb. 2-19: Entstehung eines Moirémusters aus zwei Linienmustern (nach ⁵⁹). Zwei Projektoren bilden Linienmuster auf die Hornhaut ab. Die beiden Fluoreszenzmuster von der Hornhaut werden überlagert und ergeben ein Moirémuster, das nach etablierten Methoden ausgewertet wird.

Bei der Moiré Interferometrie, die Jongsma Mitte der 90er Jahre für die Entwicklung eines Meßsystems genutzt hat, werden zwei Linienmuster nahezu simultan aus unterschiedlichen Richtungen auf die Hornhaut abgebildet ⁵⁹. Die einzelnen Muster werden in den beiden Halbbildern ei-

ner Videokameraaufnahme überlagert. Dadurch entsteht wiederum ein Moiré Bild, das nach etablierten Verfahren ausgewertet wird. Die obigen Bilder zeigen das Prinzip (Abb. 2-19).

Eine weitere Variante der Verwendung von Fluoreszein im Tränenfilm wurde von Windecker et al. vom Optischen Institut der TU Stuttgart beschrieben^{60, 61}. Er hat ein blaues Streifenmuster in vier schnell aufeinander folgenden Schritten über das Auge gescannt und die empfangenen Fluoreszenzmuster gemäß den aus der Streifenprojektion bekannten Verfahren ausgewertet. Die folgenden Bilder zeigen die Details. Für die Aufnahme der vier Streifenbilder wurde das Gitter verschoben. Innerhalb der zentralen 8mm auf der Hornhaut wurde eine Wiederholgenauigkeit im Bereich weniger Mikrometer erzielt.

Das in dieser Dissertation neu vorgestellte System besitzt am meisten Ähnlichkeit mit der zuletzt dargestellten Methode von Windecker. Die beschriebenen Nachteile konnten dabei durch die Wahl der Lichtquelle und durch das spezielle Kalibrierverfahren umgangen werden. Auch Bewegungsartefakte werden vermieden, da jeweils nur eine Aufnahme erfolgt.

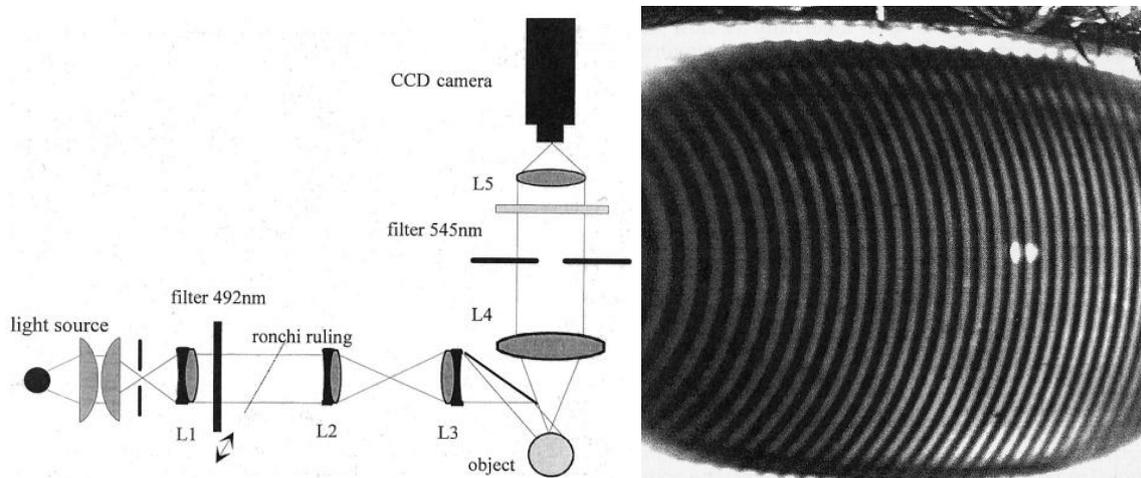


Abb. 2-20: Streifenprojektionssystem zur Hornhautvermessung mit Fluoreszenzbild (nach⁶⁰). Das linke Bild zeigt die Projektionsanordnung, in der mit einem Filter blaues Licht (492nm) über einen Kondensator auf ein Gitter gelenkt wird. Dieses wird über die Linsen L2 und L3 auf das Auge abgebildet. Das Fluoreszenzlicht vom Auge wird erneut gefiltert (545nm) und über eine Optik auf den Chip der CCD Kamera gelenkt.

2.2.3 Darstellung der Hornhauttopologie

Die verschiedenen Meßsysteme verfügen über Auswerteeinheiten, die die aufgenommenen Bilder analysieren und auswerten. Die Ergebnisse werden dann graphisch aufbereitet und als farbige Karten dargestellt. Diese Karten können von geübten Betrachtern interpretiert und für die Planung spezifischer Behandlungen genutzt werden.

Topologische Informationen werden zumeist so aufbereitet, daß zwei lateralen Koordinaten (x,y), die auf den senkrecht zueinander stehenden Rändern der Karten abgetragen werden, eine dritte Koordinate z zugeordnet wird, die als Farbwert oder Höhenlinie in die Karte eingetragen wird. Statt diskreter Werte einer Tabelle entsteht so der kontinuierliche Eindruck einer Oberfläche. Diese Oberfläche kann auch durch Interpolation aus einzelnen, voneinander relativ weit entfernten Meßwerten entstanden sein.

Da die Farbwahl bei den einzelnen Meßsystemen variiert, ist ein Vergleich der Karten nicht immer einfach. Warme Farben (rot, orange, gelb) repräsentieren im Allgemeinen steilere Bereiche der Hornhaut (kleine Krümmungsradien), kalte Farben (blau, violett) hingegen flachere mit größeren Radien. Der Skalierung von Farbkarten kommt demnach eine wichtige Bedeutung zu, da sich damit die Interpretation der Karten standardisieren läßt. Es hat sich gezeigt, daß individuelle Merkmale besser mit einer spezifischen Skala darstellbar sind, der Vergleich von Augen verschiedener Patienten oder zu unterschiedlichen Zeitpunkten eher mit einer Standardskala gelingt. Die weiteste Verbreitung haben inzwischen Karten, die die tangentielle Krümmung anzeigen. Sie berechnet sich aus dem lokalen Radius an jedem Punkt auf der Oberfläche. Im Gegensatz dazu war früher die axiale Krümmung populärer, die sich aus der Verlängerung der Normalen im betrachteten Oberflächenpunkt auf die optische Achse ergibt. Die folgende Grafik verdeutlicht den Unterschied.

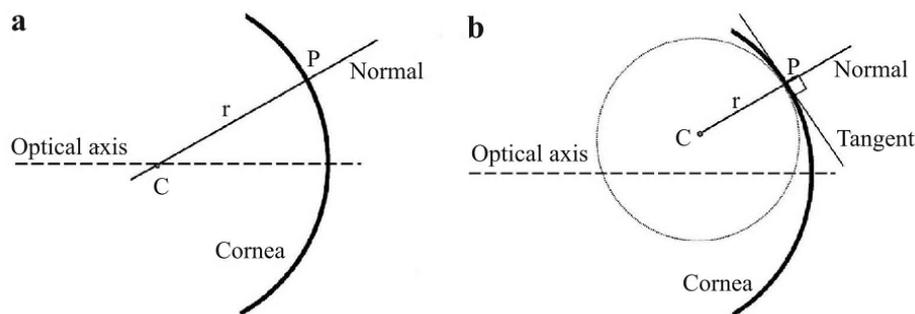


Abb. 2-21: Berechnung der axialen (a) und tangentialen (b) Krümmung. Bei der axialen Krümmung (a) ergibt sich der Wert aus dem Lot der Flächennormalen im jeweiligen Punkt auf die optische Achse (Strecke PC). Dies führt vor allem peripher zu relativ großen Werten. Der Radienwert r bei der tangentialen Krümmung entspricht dem Radius des Kreises an P, der dieselbe Krümmung aufweist wie die Oberfläche in P.

Die tangentielle Krümmungskarte gibt vor allem in der Peripherie den asphärischen Verlauf der Oberfläche besser wieder, da bei ihr die Näherungen der axialen Krümmungsberechnung unterbleiben. Die Arbeit von Mattioli diskutiert den Unterschied anhand von Beispielen⁵⁴. Die nächste Abbildung zeigt ein solches Beispiel.

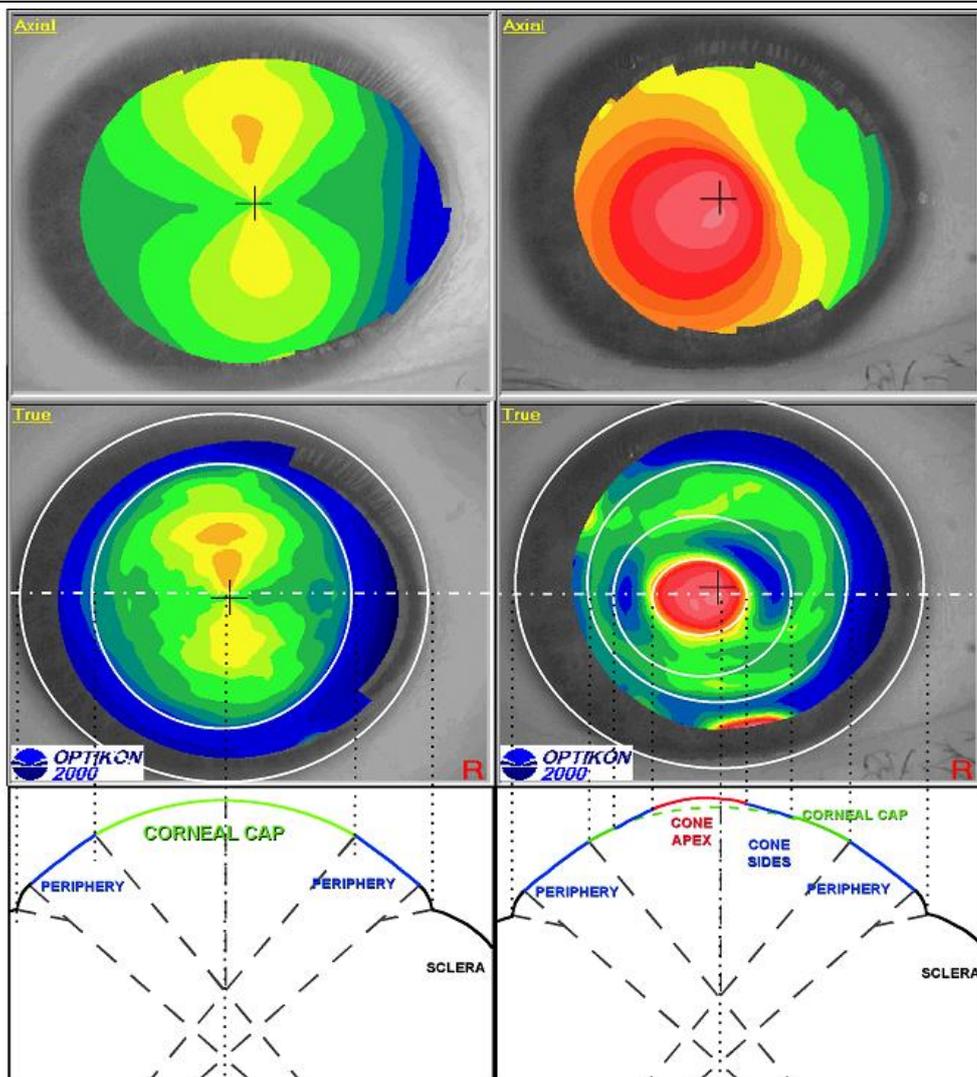


Abb. 2-22: Vergleich zwischen axialer und tangentialer Krümmung (aus ⁵⁴). Links ist ein normales Auge, rechts ein Keratokonusauge dargestellt. Beim normalen Auge scheint der Astigmatismus in der axialen Krümmungskarte bis zum Limbus zu erstrecken. Dies widerspricht der Karte, in der die tangential Krümmung dargestellt ist. Die genaue Lage und die Ausprägung des Keratokonus lassen sich in der tangentialen Krümmungskarte besser erkennen als in der axialen Krümmungskarte. Die Kurven unter den Karten zeigen Schnittlinien von 9 Uhr bis 3 Uhr.

Die Abbildung zeigt in den beiden Spalten jeweils zwei Karten und eine Grafik, die zu zwei verschiedenen Augen gehören. Auf der linken Seite wird erklärt, daß die axiale Karte die Ausdehnung des Astigmatismus überhöht darstellt. In der tangentialen Karte ist erkennbar, daß außerhalb des weißen Kreises die periphere Hornhaut nahezu sphärisch verläuft. Die entsprechenden Bereiche sind in einer Schnittlinie von 9 Uhr bis 3 Uhr darunter eingezeichnet. Auf der rechten Seite ist das Auge eines Keratokonus Patienten abgebildet. In der tangentialen Karte sind wesentlich mehr Details zu erkennen. So ist die Lage des Konus viel deutlicher definierbar. Auch die Schnittlinie durch das Höhenprofil offenbart den Krümmungsverlauf sehr klar. So fallen die Höhenwerte neben dem Konus zwar stark ab, die Krümmung ist aufgrund des gleichmäßigen Abfalls jedoch eher gering. Dies ist ein gutes Beispiel für eine sich stark ändernde Topologie, bei der die Krümmungswerte lokal nahezu konstant bleiben.

In Höhenkarten können die spezifischen Besonderheiten der Oberfläche nicht direkt dargestellt werden, da diese von der starken Wölbung überdeckt sind. Daher werden Höhenkarten stets als Differenzen zu Referenzsphären oder anderen optimal angepaßten analytischen Formen dargestellt. Diese Referenzen beseitigen die zugrunde liegende Form und offenbaren so die feineren Strukturen und Merkmale, die für den Seheindruck wichtig sind.

Die nächste Abbildung zeigt beispielhaft vier Karten derselben Hornhaut.

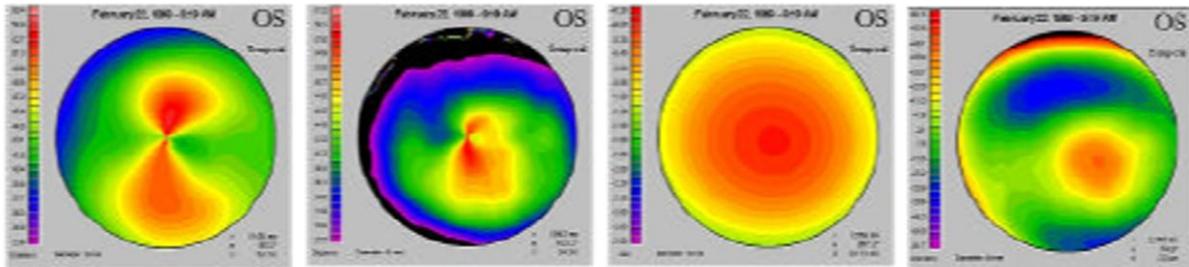


Abb. 2-23: Hornhautkarten: links axiale Krümmung, daneben tangentielle Krümmung, daneben absolute Höhen, rechts Höhendifferenz zu einer Sphäre.

Von links nach rechts sind folgende Karten desselben Auges abgebildet: axiale Krümmung, tangentielle Krümmung, Höhenkarte und Differenz der Höhenkarte zu einer Sphäre.

Die Unterschiede zwischen den ersten beiden Karten wurden in dem obigen Beispiel bereits erläutert. Hier kommen noch die Höhenkarten hinzu. Erst die Subtraktion der am besten angepaßten Kugel zeigt den Konus auf dem Auge. Die starke Wölbung des Auges überdeckt die feineren Details.

2.3 Refraktive Hornhautchirurgie

Die Abbildungsqualität des Auges und damit die Fähigkeit, Details optisch aufzulösen und kontrastreich wahrzunehmen, kann durch Refraktionsanomalien stark beeinträchtigt sein. Optischen Linsen wie Brillengläsern, Contactlinsen oder Intraokularlinsen können viele dieser Refraktionsanomalien beseitigen. Mit einer gezielten Anpassung der Hornhauttopologie lassen sich auch komplizierte Sehfehler beheben. So kann eine individuelle Laserabtragung von Hornhautgewebe Korrekturen bewirken, die mit anderen optischen Hilfsmitteln nicht erreichbar sind. Über das Verfahren der refraktiven Laserchirurgie gibt es eine Fülle an Publikationen in Form von Zeitschriften und Büchern^f. Sakimoto et al. haben 2006 eine Übersicht in der Zeitschrift *Lancet* publiziert⁶². Darüber hinaus hält das Internet umfassende Informationen bereit.

Objektive Kriterien zur Bewertung des Behandlungserfolgs lassen sich anhand von diagnostischen Verfahren etablieren. Üblich ist hier die Darstellung der Visusveränderung von behandelten Kollektiven im Zeitverlauf. Inzwischen wird gerne die Veränderung der Abberationen des Auges als quantitatives Kriterium verwandt^g. Subjektive Kriterien sind naturgemäß schwerer zu fassen. Umfragen zur Zufriedenheit mit dem Sehen vor und nach der Behandlung haben stets Stichprobencharakter und werden nur ungern verallgemeinert.

Die Nachbehandlungsrate kann als Indiz für die Qualität der Behandlung herangezogen werden. Belastbare Zahlen gibt es dazu jedoch nicht. Je nach Operateur liegt diese Rate zwischen 2% und 20%^{63,64}. Teilweise wird auch eine Unterkorrektur angestrebt, um in einer zweiten Behandlung den „Feinschliff“ vorzunehmen. Auch ist die Definition einer erfolgreichen Behandlung nicht klar zu stellen. Beispielsweise wird ein Patient mit einer Fehlsichtigkeit von -9 Dioptrien mit einem Behandlungsergebnis von -1 Dioptrie zufriedener sein als ein anderer mit dem gleichen Ergebnis, dessen Ausgangsfehler bei -3 Dioptrien lag.

Sicher wäre es für die Industrie und die Operateure wünschenswert, die Nachbehandlungsrate zuverlässig und dauerhaft deutlich unter 1% zu senken. Gleichzeitig sollte die Sehqualität in unterschiedlichen Umgebungsbedingungen vorgegebene Mindestkriterien überschreiten. Dazu scheint die Angabe des Visus allein nicht ausreichend. Hinzu kommen unter anderen Kriterien wie Kontrastsehvermögen, Blendungsempfindlichkeit und Unterschiede im Fern- und Nahsehen, von denen man hofft, sie durch Abberationsmessungen objektivieren zu können.

In diesem Kapitel soll die sich stetig weiter verbreitende Methode zur Fehlsichtigkeitskorrektur mit Lasergeräten dargestellt werden. Besonderes Augenmerk wird dabei auf die Fehlerquellen gelegt, die eine absolute Zuverlässigkeit noch verhindern.

2.3.1 Technologische Voraussetzungen

Im Kapitel über die Absorptionseigenschaften der Hornhaut wurde verdeutlicht, daß mit ultravioletten (UV) Laserpulsen mit Wellenlängen um 200nm prinzipiell ein sehr feiner Abtrag mög-

^f Die Impactfaktoren der beiden wichtigsten Zeitschriften dieses Spezialisierungszweigs der Augenheilkunde (*Journal of Refractive Surgery* und *Journal of Cataract and Refractive Surgery*) lagen 2006 um 2.

^g Mit Abberationsmessungen werden optische Systeme charakterisiert.

lich ist. Seit etwa 20 Jahren hat sich der Argon Fluorid Excimer Laser als Gerät der Wahl für diese Art „Materialbearbeitung“ fest etabliert. Die Behandlung von Fehlsichtigkeiten mit diesem Laser wurde erstmals 1983 von Trokel et al. vorgeschlagen¹⁴. Die zugrundeliegenden Zusammenhänge sind in zwei Übersichtsartikeln umfassend erläutert^{65, 66}. Dort wird unter anderem erklärt, daß sich der Gewebeabtrag aus photochemischen und photothermischen Komponenten zusammensetzt. Photochemische Prozesse führen zum Aufbrechen von Bindungen zwischen den Molekülen, photothermische Prozesse bewirken das mechanische Herausschleudern der Fragmente aus dem Gewebe.

Bei Excimer Lasern (von **excited dimer**) wird ein Gasgemisch (Dimer) aus einem Halogenid (Chlor, Fluor) und einem Edelgas (Argon, Xenon) so intensiv durch eine elektrische Entladung angeregt, daß ein kurzzeitig stabiler Zustand entsteht. Dieser zerfällt schnell (innerhalb von Nanosekunden) unter Emission von Lichtquanten. Die Lichtquanten werden wie in anderen Lasern verstärkt. Aufgrund der hohen Energie des Anregungszustands des Gasgemisches emittieren diese Laser gepulste Strahlung mit kurzer Wellenlänge im ultravioletten Bereich. Die Strahlung ist aufgrund ihrer guten Fokussierbarkeit für Aufgaben mit hohen Anforderungen an die Genauigkeit in der Materialbearbeitung besonders geeignet.

Bei der Anwendung in der Hornhautchirurgie hat sich der Argon Fluorid Excimer Laser durchgesetzt, da seine Pulse mit einer Wellenlänge von 193 Nanometern von Hornhautgewebe besonders gut absorbiert werden (siehe Kapitel 2.1.5.1). Diese Kombination aus kurzer Wellenlänge und geringer Pulsdauer (um 10 Nanosekunden) ermöglicht die für den genauen Abtrag erforderliche hohe Präzision bei minimaler Schädigung des umgebenden Gewebes. Mit jedem Laserpuls wird eine Gewebeschicht von etwa 0,5 Mikrometer Dicke abgetragen. Der typische maximale Abtrag bei einer Myopiekorrektur beträgt je nach Behandlungsdurchmesser bis zu 15 Mikrometer pro Dioptrie im Zentrum der Behandlung.

2.3.2 Geräteentwicklungen

Anfänglich wurden Lasergeräte mit hoher Pulsenergie und großem Strahldurchmesser verwendet. Die Ablationsprofile von sphärischen Myopiebehandlungen entsprachen damit miniaturisierten Amphitheatern. Zunächst beschränkte sich die Behandlung auf die eigentliche optische Zone (5-6mm Durchmesser), innerhalb derer die vollständige Brechkraftänderung umgesetzt wurde. Später erkannte man, daß sich an diese Vollkorrektur eine Übergangzone anschließen sollte, um abrupte Krümmungsänderungen zu vermeiden. Es wurde klar, daß mit kleineren Strahldurchmessern mit etwa 1mm viel detailliertere Behandlungen möglich sind und unerwünschte Nebeneffekte der broad-beam Laser vermieden werden können^h. Da sich parallel dazu die Lageerkennung des Auges mit Eyetrackern verbesserte, fand ein Übergang zu diesen flying-spot Lasern statt, die heute fast ausschließlich genutzt werden. Um die Behandlungsdauer gering zu halten,

^h Besonders störend wirkten sich sogenannte „central islands“ auf das Sehen aus, die sich im Zentrum der Behandlung auf der optischen Achse ausbildeten.

werden teilweise Kombinationen aus großen und kleinen Laserstrahldurchmessern bzw. aus hohen und niedrigen Pulsenergien verwendet.

Grundlage für die Behandlungsprofile sind heute zumeist Aberrationsmessungen, aus denen sich ein individualisiertes Ablationsprofil ableitet. Alternativ dazu werden auch topographiegesteuerte Behandlungen vorgenommen, dies jedoch bevorzugt nach einer Dezentrierung oder anderen topologischen Irregularitäten aufgrund einer mißlungenen Erstbehandlung.

Während noch zu Anfang der 2000er Jahre für den Laserabtrag teilweise mehr als eine Minute benötigt wurde, können aktuelle Geräte den Sehfehler in weniger als fünf Sekunden pro Dioptrie behandeln. Dadurch erhoffen sich die Hersteller, den Einfluß der Umgebung auf das Behandlungsergebnis verringern zu können.

Die Laserbehandlung ist auf dem US amerikanischen Markt am stärksten etabliert. Dort werden seit etwa zehn Jahren jährlich über eine Million Patienten behandelt. Im gesamten Rest der Welt werden kaum mehr Patienten behandelt. Der in den USA am weitesten verbreitete Laser wird von der Firma AMO (ehemals Visx) angeboten. Weitere wichtige Hersteller sind Alcon (USA), Bausch & Lomb (USA, Laser aus D), Zeiss Meditec (D), Wavelight (D, wird Ende 2007 von Alcon übernommen), Schwind (D) und Nidek (J).

Die folgenden Abbildungen zeigen exemplarisch einige der aktuellen Lasergeräte. Der eigentliche Laser befindet sich zumeist in einem Gehäuse neben der Patientenliege. Seine Strahlung wird in einen Arm geleitet, der sich über den Kopf des Patienten erstreckt. In ihm befindet sich die Ablenkeinheit, mit der der Strahl zum Auge geführt wird. In den Arm ist auch der Eyetracker, die Absaugeinrichtung und das Beobachtungsmikroskop für den Operateur integriert. Bei neueren Systemen ist der Arm oder auch die Patientenliege schwenkbar. Beim Laser der Firma Alcon befindet sich die Strahlquelle unter der Patientenliege, wodurch der Platzbedarf reduziert wird. Der Operateur muß hier den strahlführenden Teil des Gehäuses zwischen die Beine nehmen.

Bei den Lasern der folgenden Abbildung handelt es sich um folgende Modelle: Star S4 IR (AMO/Visx), MEL 80 (Zeiss-Meditec), LadarVision6000 (Alcon), Concerto (Wavelight), Amaris (Schwind), (Nidek), LaserSoft (Katana), Technoloas 217A (Bausch&Lomb) und Pulzar Z1 (CustomVis).



Abb. 2-24: aktuelle Lasersysteme für die refraktive Chirurgie

2.3.3 Behandlungsschritte

Eine erfolgreiche Behandlung setzt sich aus mehreren Schritten zusammen. Zunächst wird der Status des Abbildungssystems des Auges mit diagnostischen Verfahren erhoben. Wenn eine Optimierung der Abbildungsqualität möglich und sinnvoll ist, wird aus diesen Daten eine Behandlungsvorschrift in Form eines Laserabtrags abgeleitet. Danach muß der ermittelte Abtrag am vorgesehenen Ort auf der Hornhaut erfolgen. Die Technologie sollte also nicht nur gewährleisten, daß die richtige Gewebemenge abgetragen wird, sondern daß dieses auch am richtigen Ort auf der Hornhaut geschieht. Ein eventueller Heilverlauf sollte keinen negativen Einfluß auf das Behandlungsergebnis nehmen, sondern wird im Idealfall schon vorher berücksichtigt und kompensiert.

In den Anfängen der refraktiven Laserchirurgie wurden im Wesentlichen die Refraktionswerte für die Planung einer Behandlung verwendet. Aus der angestrebten Brechkraftänderung wurde unter der Annahme, die Hornhaut habe eine sphärische Oberfläche, die Differenz aus zwei Kugeln als Laserabtrag appliziert¹⁵. Mit zunehmendem Verständnis des Einflusses der peripheren Hornhautform auf die Abbildungsqualität haben die Hersteller dieses ursprüngliche Profil immer weiter optimiert. Inzwischen wird der individuelle Sehfehler mit Wellenfrontaberrometern in Form einer dreidimensional über der Pupille aufgetragenen Brechwertkarte bzw. Aberrationskarte erfaßt. Daraus ergibt sich eine Vorschrift, mit welcher Formänderung auf der Hornhaut die Aberrationen des Auges günstig verändert werden könnenⁱ. Aus dieser Vorschrift der Hornhaut ein optimaler Gewebeabtrag als Ablationsprofil ermittelt. Im Idealfall wird dabei auch die Topologie der Hornhaut berücksichtigt.

2.3.4 Behandlungsmethoden

Zwei Verfahren haben sich etabliert: die photorefraktive Keratektomie (PRK) und die Laser in situ Keratomileusis (LASIK). Bei der PRK, die für Kurzsichtigkeitskorrekturen bis ca. -6 Dioptrien geeignet ist, wird das oberflächliche Stroma von den Laserpulsen abgetragen. Bei der LASIK, mit der abhängig von der Hornhautdicke und dem Pupillendurchmesser bis ca. -10 Dioptrien korrigiert werden können, wird die Refraktionsänderung in tiefere Stromaschichten verlegt. Bei der PRK wird zunächst die äußerste Hornhautschicht, das Epithel, in Lokalanästhesie manuell entfernt. Die Korrektur erfolgt in dem freigelegten Stroma durch die Bowman Membran hindurch. Nach der Operation verheilt die Epithelschicht innerhalb weniger Tage. Dieser Heilvorgang ist in den ersten postoperativen Tagen schmerzhaft. Die in dessen Verlauf ausgebildeten Hornhauttrübungen können das Sehvermögen dauerhaft stören. Diese Nebenwirkungen haben zu einer Verdrängung der PRK zugunsten der LASIK geführt. Seit Mitte der 2000er Jahre erlebt die PRK eine Renaissance, da bei ihr die Hornhaut nach der Behandlung über eine größere Dicke zusammenhängenden Stromas verfügt. Inzwischen haben sich Varianten der PRK etabliert, bei denen das Epithel maschinell mit einem Mikrokeratom beiseite geschoben wird. Nach der Be-

ⁱ Offenbar ist es nicht sinnvoll, alle Aberrationen vollständig zu beseitigen.

handlung wird es als Wundverschluß wieder zurückgelegt. Manche Anwender berichten dabei von einem günstigeren Heilverlauf mit weniger Narbenbildung im Vergleich zur PRK ⁶⁷.

Bei der LASIK wird eine Hornhautlamelle mit einem oszillierenden Messer mit einer Dicke von 100 bis 160 Mikrometern geschnitten. Die Tendenz geht dabei zu geringeren Dicken, um mehr Gewebe für die Behandlung zur Verfügung zu haben und die Stabilität des Auges zu erhöhen. Die Lamelle, auch Flap genannt, wird nicht vollständig von der Hornhaut abgetrennt, so daß ein kleiner Steg verbleibt. Nach dem Aufklappen des Flaps ist das Hornhautstroma für die Laserbehandlung frei zugänglich. Analog zur PRK - Technik wird dann mit dem Excimer Laserstrahl eine Gewebelinsse aus dem stromalen Anteil der Hornhaut abgetragen. Anschließend wird der Flap auf das behandelte Stroma zurückgeklappt. In der Regel haftet der Flap bereits nach kurzer Zeit, kann jedoch auch noch Jahre nach der Behandlung für eventuelle weitere Korrekturen abgelöst und aufgeklappt werden. Neuerdings wird der Flap auch mit einem intrastromal kleine Bläschen aneinanderreihenden, sogenannten Femtosekunden Laser erzeugt. Es gibt Bestrebungen, die komplette Behandlung mit einem solchen Laser vorzunehmen.

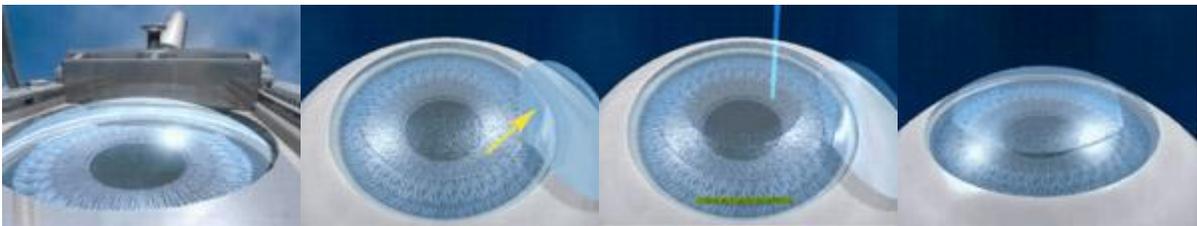


Abb. 2-25: Ablauf einer LASIK Behandlung. Von links nach rechts: Schnitt des Flaps mit dem Mikrokeratom, Aufklappen des Flaps, Laserbehandlung im Stroma, Schließen des Flaps nach dem Abtrag.

Der Vorteil der LASIK Methode im Vergleich zur PRK besteht in der deutlich verkürzten Heilungsphase und der damit schnelleren Visusrehabilitation. Dies ist besonders für Patienten wichtig, die schnell wieder am normalen Leben teilnehmen möchten. Da die Korrektur bei der LASIK unter die Bowman'sche Membran verlegt wird, ist vermutlich die Tendenz zur Ausbildung von Trübungen oder Hornhautnarben geringer.

Sowohl bei der PRK als auch bei der LASIK stellen die Operateure oftmals die Laserparameter nach ihren eigenen Erfahrungswerten ein, die nicht unbedingt mit den Empfehlungen der Laserhersteller übereinstimmen müssen.

2.3.5 Fehlerquellen und Komplikationen

Obschon bereits mehrere Millionen Patienten weltweit mit der Methode behandelt wurden, besteht über verschiedene grundlegende Wirkmechanismen der Laserstrahlung noch Unklarheit. Diese bedingen zuweilen Schwankungen in den Ergebnissen der Therapie, die bis heute keine Erfolgsgarantie zulassen. Derzeit ist es lediglich möglich, den Patienten eine empirisch abgesicherte, nicht jedoch eine individuell kontrollierte Laserkorrektur anzubieten.

2.3.5.1 Trockene Augen

Da die meisten der anderen Nebeneffekte beherrschbar erscheinen, zählen trockene Augen nach der Behandlung zu den schwerwiegendsten Komplikationen. Unsere Tränenrdrsen werden zur

Sekretion angeregt, wenn sie dafür Reize von den Nerven aus der Hornhaut erhalten. Beim LASIK Schnitt werden viele der Nerven durchtrennt, so daß diese Reizleitung gestört wird. Im Zuge dessen kommt es daher häufig zu Problemen mit trockenen Augen nach LASIK Behandlungen. Die Effekte nach PRK Behandlungen scheinen geringer ausgeprägt⁶⁸. Dafür wird von Lee et al. der NGF (nerve growth factor) verantwortlich gemacht⁶⁹. Eine präoperativ vorhandene Disposition für trockene Augen und die tatsächliche Veränderung der Tränenfilmbildung nach der Behandlung läßt sich mit einem Topographen objektivieren⁷⁰⁻⁷². Im Widerspruch dazu stehen Spekulationen, denen zufolge der Tränenfilm nicht wirklich instabiler ist, sondern die beeinträchtigte Reizleitung lediglich ein trockenes Auge suggeriert. Dies ließe sich eventuell durch die Gabe von Medikamenten hemmen⁷³.

2.3.5.2 Fehlkorrekturen und Abtragate

Fehlkorrekturen und Regressionen zählen zu den häufigsten Komplikationen. Dabei stellen Überkorrekturen von myopen Augen ein besonderes Problem dar. Diese führt zur Hyperopie, zu der mit zunehmendem Alter noch eine Altersweitsichtigkeit hinzukommt. Diese Konstellation ist für das tägliche Leben besonders ungünstig, da das Sehen im Nahbereich ohne Sehhilfe unmöglich wird. Die Operateure sind somit im Allgemeinen bestrebt, eine geringe Unterkorrektur vorzunehmen, um über einen Puffer für einen irregulär zu hohen Abtrag zu verfügen. Diese bewußte Unterkorrektur muß allerdings unterbleiben, wenn eine exakte Behandlung aufgrund von Wellenfrontmessungen vorgenommen wird.

Entscheidend für die Vorhersagbarkeit des Behandlungsergebnisses ist die Genauigkeit, mit der ein geplanter Laserabtrag erfolgen kann. Bei der Berechnung des Abtragprofils und damit der Laserpulsabfolge wird von einer konstanten Abtragate (Abtragsvolumen pro Laserpuls) ausgegangen. Es ist jedoch bekannt, daß der Feuchtigkeitsgehalt der Hornhaut bei 193nm Pulsen einen Einfluß auf diese Rate nimmt. Da die Hornhaut in der Tiefe eine relativ höhere Feuchtigkeit aufweist, sollte sich dort der Abtrag verändern. Ob die Abtragate sich dort erhöht oder verringert, ist noch unklar.

Schwankende Umgebungsbedingungen und Inhomogenitäten im Laserstrahl tragen zu weiteren Abweichungen bei. Hersteller versuchen durch Absaugvorrichtungen möglichst normierte Bedingungen auf der Hornhaut zu schaffen.

Die Abtragate war zum Ende der 90er Jahre eine intensiv untersuchte Größe. In einer Vielzahl von Publikationen werden teilweise voneinander Abweichende Werte angegeben. Die folgende Grafik zeigt in der Literatur beschriebene Abtragraten in Abhängigkeit von der der Energiedichte der abtragenden Laserpulse. Sie ist einer umfangreichen Promotionsarbeit aus dem Jahr 2004 entnommen⁷⁴.

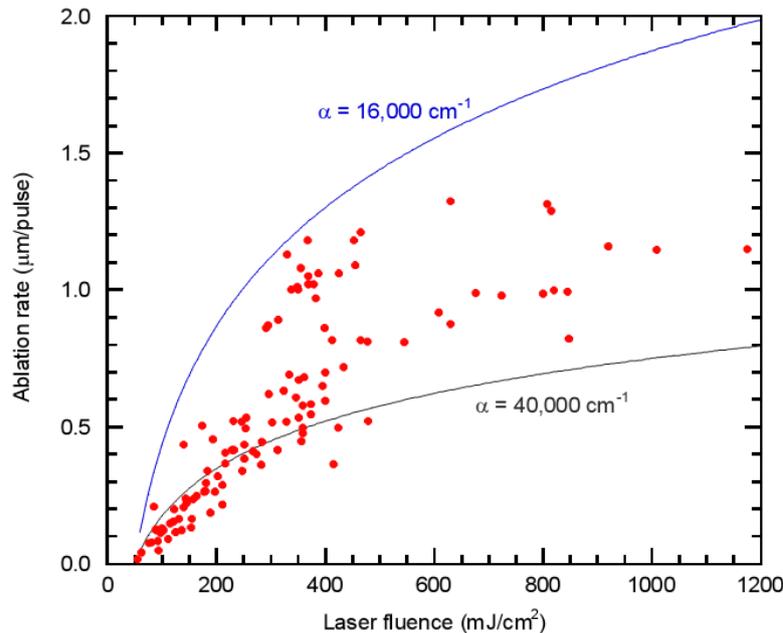


Abb. 2-26: In der Literatur beschriebene Abtragraten (nach ⁷⁴). Aufgetragen ist die Abtragraten in μm pro Puls gegen die Energiedichte der abtragenden Laserpulse in mJ/cm^2 . Die roten Punkte repräsentieren Meßwerte aus unterschiedlichen Publikationen. Die beiden Kurven geben den Verlauf der Abhängigkeit für zwei feste Extinktionskoeffizienten α des Gewebes an.

Die roten Punkte repräsentieren in der Literatur publizierte Werte. In die Grafik sind zwei Kurven eingetragen, die den berechneten Verlauf der Abhängigkeit für zwei verschiedene Extinktionskoeffizienten darstellt.

Ein wesentliches Ergebnis der oben genannten Arbeit bestand in der Analyse des Einflusses des Feuchtigkeitsgehalts der Hornhaut auf den Abtrag mittels Ramanspektroskopie. Zur Abtragraten wurde einige Arbeiten publiziert ^{18,75-78}. Im Anschluß an seine Promotion hat Fisher seine Untersuchungen zu Simulationsrechnungen publiziert ⁷⁹. Patel et al. haben gemessen, daß der Brechungsindex der Hornhaut von der Feuchtigkeit abhängt. Sie schlagen eine Anpassung der Algorithmen gemäß einer präoperativen Messung vor ⁸⁰.

Inzwischen ist bekannt, daß auch die Form der Hornhaut und damit der Auftreffwinkel des Laserpulses und dessen Reflexion eine nicht zu vernachlässigende Rolle bei der Abtragraten spielt ⁸¹⁻⁸³. Ob diese Einflüsse bei der Behandlung berücksichtigt werden, ist zweifelhaft, da die individuelle Hornhauttopologie bis heute kein Eingangsparameter für die Lasersteuerung ist.

2.3.5.3 Trübungen, Narben und Blendungserscheinungen

Im Verlauf der postoperativen Wundheilung kann es zu Hornhauttrübungen und Narben kommen, die das Sehvermögen beeinträchtigen. Die Trübungen verschwinden meist im Verlauf von Monaten, stellen zunächst jedoch eine Sehbehinderung insbesondere bei schwierigen Lichtverhältnissen dar. Kreisförmige Blenderscheinungen aufgrund zu kleiner Behandlungszonen, deren Rand bei weit geöffneter Pupille sichtbar wird, treten mit den Lasergeräten der neuen Generation nur noch in seltenen Fällen auf. Zuweilen können sich aus den normalerweise temporären Horn-

hauttrübungen auch Narben bilden. Diese treten häufiger bei PRK Korrekturen über -6 Dioptrien auf. Daher wird ab dieser Korrekturhöhe heute eher die LASIK empfohlen.

2.3.5.4 Biomechanik und Ektasien

Biomechanische Veränderungen sind eine wichtige Quelle für Abweichungen der angestrebten Topologie von der mit dem Laserabtrag erreichten. Es ist bekannt, daß mit der Behandlung durch den Schnitt des Mikrokeratoms und den Abtrag der Laserpulse die Integrität der Hornhautstrukturen geschädigt wird. Die Durchtrennung der Lamellen führt zu einer Reduktion der Stabilität und des Vermögens, Dehnkräften zu widerstehen. Diese werden durch den intraokularen Druck auf die Hornhaut ausgeübt und können bei starker Schwächung der Struktur zu irreversiblen Vorwölbungen des Gewebes führen, sogenannten Ektasien. Sie zählen zu den schwerwiegendsten Komplikationen der Behandlung und können im Extremfall nur durch eine Transplantation behandelt werden. Bislang wurde durch Einhalten einer minimalen Restdicke der Hornhaut versucht, solche Ektasien zu vermeiden.

Cynthia Roberts ist seit Jahren bemüht, der Gemeinschaft der Anwender die Bedeutung biomechanischer Effekte für die refraktive Laserchirurgie zu erklären⁸⁴. Bislang sind Ihre Forderungen, die Effekte angemessen zu berücksichtigen, mangels technologischer Möglichkeiten nicht erfüllt worden.

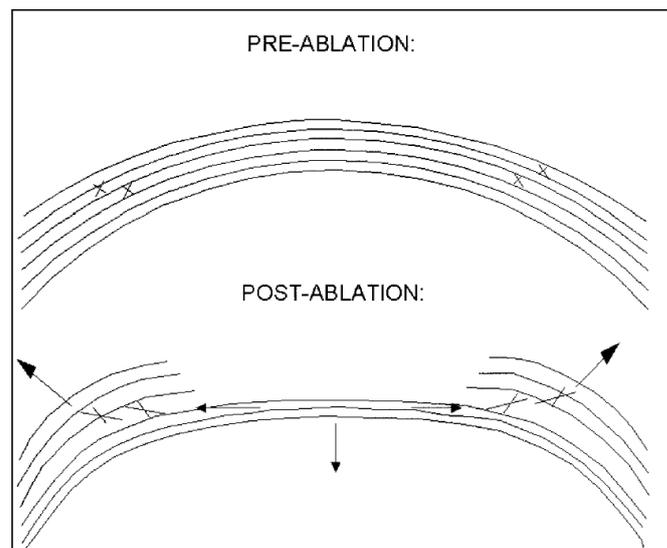


Abb. 2-27: Biomechanische Veränderungen durch den Laserabtrag (nach⁸⁴). Durch den Abtrag werden die oberen Hornhautlamellen zertrennt. In der Peripherie kommt dadurch es zu Aufwölbungen, zentral zu einer Abflachung. Insgesamt wird die Stabilität und Integrität der Hornhaut geschwächt.

Myopiekorrekturen um mehr als 10 Dioptrien sind je nach individueller Hornhautdicke auch mit der LASIK im Allgemeinen nicht mehr möglich und sollten daher mit anderen Verfahren erfolgen. Es wird inzwischen vermutet, daß in der Vergangenheit bei einer großen Anzahl an Patienten zu viel Gewebe abgetragen wurde. Diese dürften im Verlauf der kommenden Jahre langsam aber stetig Keratektasien entwickeln. Dabei kommt es zu Vorwölbungen der zentral geschwächten Hornhaut, die mit gravierenden Sehverschlechterungen einhergehen. Diese Symptome sind nur mit formstabilen Contactlinsen oder einem Hornhauttransplantat zu beheben.

Eine Berücksichtigung der individuellen Hornhautstruktur findet bei der Laserbehandlung bislang nicht statt. Da sich diese Struktur während der Behandlung verändert, würde eine solche Berücksichtigung intraoperative Messungen erfordern. Dies ginge nur durch Hinzufügen entsprechender Technologien, von denen aber derzeit völlig unklar ist, welche Parameter sie bestimmen müßten. Prinzipiell denkbar wäre, die Gewebestrukturen durch intraoperative Oberflächenmessungen zu quantifizieren. Dies setzt jedoch umfangreiche Studien und neue technologische Entwicklungen voraus.

Unabhängig davon weist die Hornhautform im Verlauf des Tages kleine Schwankungen auf, die auf Unterschiede im Augendruck zurückzuführen sind. Diese stellen die Erreichbarkeit von sehr feinen Korrekturen grundsätzlich in Frage.

2.3.5.5 Augenbewegungen und Eyetracking

Da vor allem die individuellen Profile eine genaue, lagerechte Applikation erfordern, wurde die Verwendung von Eyetrackern zur Verfolgung der Augenbewegungen und zur Nachführung der Laserablenkspiegel unabdingbar. Die meisten Eyetracker nutzen Infrarotkameras zur Erfassung von Pupillenmerkmalen. Inzwischen werden nicht nur laterale Bewegungen erfaßt, sondern auch Roll- und Drehbewegungen des Auges. Problematisch ist das Tracking des Pupillenmittelpunkts, der sich mit der Größe der Pupille ändern kann. Nicht alle Pupillen dilatieren gleichmäßig in alle Richtungen. Da zwischen der Erfassung der Augenposition vom Tracker und der Korrektur der Spiegelposition eine Latenz von einigen Mikrosekunden liegt, hat sich das Auge in der Zwischenzeit schon wieder weiter bewegt. Daher können die Pulse nicht am geplanten Ort auftreffen. In der Konsequenz wird das vorgesehene Abtragprofil verwaschen.

Tracker erfassen nicht die Oberfläche, auf die die Laserpulse treffen, sondern stets Merkmale des Auges, die mehrere Millimeter tiefer liegen. Dadurch ergeben sich Ungenauigkeiten in der Lagebestimmung des Ablationsorts, die zu Fehlern im Abtragmuster führen können.

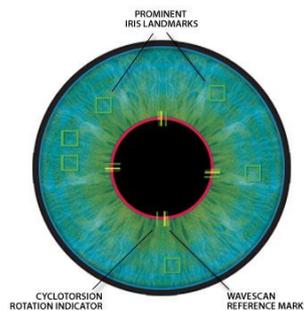


Abb. 2-28: Iris Registrierung beim AMO/Visx Laser. Anhand von Aufnahmen von Irismerkmalen wird die Lage des Auges während der Behandlung mit der Lage während der präoperativen Diagnostik verglichen. Eine Rotationskomponente der Augenbewegung kann so intraoperativ kompensiert werden.

Als vordringliches Problem hat man im Zeitalter individueller Korrekturen das Problem der optimalen Registrierung erkannt. Während sich die Behandlungsparameter aus verschiedenen diagnostischen Untersuchungen ableiten, findet die eigentliche Behandlung zeitlich dazu versetzt statt. Damit wird die genaue Applikation des Behandlungsmusters erschwert. Eyetracker können den Registrierungsprozess unterstützen.