

Beiträge zur Lokalisationsophthalmoskopie. II.

Von

Dr. L. Paul, Augenarzt in Lüneburg.

Mit 9 Textabbildungen.

1. Einleitung.

Die Arbeit von *Paul*, „Beiträge zur Lokalisationsophthalmoskopie I“, befaßt sich mit der Feststellung des Einfallswinkels eines Lichtstrahles in ein Auge und mit der Lageberechnung des Augenhintergrundpunktes, den dieser Lichtstrahl trifft¹. Die Berechnungen beziehen sich ausschließlich auf ein emmetropisches Auge mit einer Sagittalachse von 24,26 mm. Für diese Achsenlänge haben die *Salzmanschen* Angaben über die Durchschnittsgröße des ausgewachsenen emmetropischen Auges als Unterlage gedient. Unter Benutzung der *Gullstrandschen* und *Hessschen* Größenwerte, die auch *Colenbrander* benutzt hat, wird die Gestalt des Augapfels schematisiert. Hierbei wird darüber hinweggesehen, daß in Wahrheit recht erhebliche Schwankungen in der Gestalt und Größe des Augapfels vorkommen.

Nach Messungen, die *Wagner* vorgenommen hat, schwankt das Verhältnis der Vertikalachse zur Sagittalachse zwischen 96 und 98%. Horizontalachse und Schrägachsen weisen noch größere Gegenseitigkeitsschwankungen auf. Mit Recht warnt daher *Colenbrander* davor, die ermittelten Berechnungswerte in jedem Einzelfall als völlig richtig anzuerkennen.

¹ Die Lageberechnungen fußen auf den mathematischen Berechnungen des Strahlenverlaufes von *Colenbrander* und auf dem Vergleich dieser Resultate mit empirischen Feststellungen. In der nachfolgenden Arbeit sind die Resultate durch eigene Berechnungen nachgeprüft worden (Anhang 2), wobei sich nur ganz geringe Abweichungen ergeben haben. Die Knotenpunktslage, oder richtiger ausgedrückt „die Lage des Schnittpunktes von Achse und Verbindungslinie des unendlich entfernten Dingpunktes mit dem Bildpunkt“ dient nur zur mathematischen Rechnungsvermittlung. Da dieser Punkt für jeden Lichtstrahl, dessen Verlauf berechnet werden soll, besonders ermittelt wird (Klin. Mbl. Augenheilk. 89, 744 u. 761), kann man gegen seine Verwendung nicht die gleichen Bedenken geltend machen, die gegen Knotenpunktsberechnungen mancher früherer Autoren mit Recht erhoben werden.

Aber als Annäherungswerte sind solche Berechnungen des schematischen Auges brauchbar, wenn man die Bedingungen berücksichtigt, unter denen sie sich ändern müssen.

Die genaue Form des Augapfels beim Lebenden festzustellen ist zur Zeit kaum möglich, besonders da die Messung der Quer- und Schrägachsen schwierig und umständlich ist und hinter der Äquatorialebene kaum mehr durchgeführt werden kann. Wenn man extreme Fälle ausschließt, so ergibt die veränderliche Form des emmetropischen Auges aber nur so geringe Abweichungen von den Berechnungswerten des schematischen Auges, daß man in den meisten Fällen über abweichende prozentuale Größe der Quer- und Schrägachsen wohl hinwegsehen darf.

Dagegen bedeuten Größenunterschiede der Sagittalachse beim emmetropischen Auge gleichzeitig einen Größenunterschied des gesamten Augapfels und einen Unterschied in der Brennweite des brechenden Systems. Größenunterschiede der Sagittalachse dürfen daher nicht ohne weiteres vernachlässigt werden.

Beim emmetropischen Auge kommen solche Größenunterschiede in recht erheblichem Umfange vor. *Lindner* maß Achsenlängen zwischen 22,5 und 24,5 mm, *Wagner* zwischen 23,0 und 25,8 mm; nach *Salzmann* (zit. bei *Eisler*) sollen Schwankungen der Sagittalachse zwischen 22,5 und 26,0 mm vorkommen.

2. Einführung der Meßeinheit „n“ und des Prozentwertes „u“ bei der Berechnung des schematischen emmetropischen Auges.

Emmetropische Augen, die in ihrem Aufbau mit dem schematischen Auge übereinstimmen, sind einander ähnlich, auch wenn sie in ihrer Größe voneinander abweichen. Alle Winkelgrößen bleiben in solchen Augen unverändert. Zu jedem Einfallswinkel ε gehört stets der gleiche Zentrumswinkel α , der in der I. Abhandlung über dieses Thema berechnet wurde, wie bei einer entsprechenden Durchrechnung der in Anhang 2 wiedergegebenen Winkelberechnung leicht mathematisch bewiesen werden kann.

Dagegen ändern sich mit der Augapfelgröße alle Längenmeßwerte. Aber die Änderung erfolgt proportional zueinander, so daß sich mit der Augapfelgröße zwar die absolute Größe von Sagittalachse, Hornhautradien, Kammertiefe, Linsenradien, Linsendicke, Brennweite usw. ändert, die Gegenseitigkeitsgröße der einzelnen Stücke zueinander aber erhalten bleibt. In gleichem Maße nehmen demzufolge an der Größenänderung auch die Augapfelwandung und alle, zu einem bestimmten Zentrumswinkel zugehörnden Teilabschnitte der Augapfelwandung teil.

Alle in „mm“ ausgedrückten Abstandswerte, die zum Einfallswinkel ε gehören, stimmen dann auch nicht mehr. Dagegen erhalten wir für alle Berechnungen richtige Werte, wenn wir ein Grundmaß be-

nutzen, welches keinen absoluten Größenwert besitzt, sondern zur jedesmaligen Größe des Augapfels in einem relativen Verhältnis steht. Dieses Maß will ich „ n “ nennen.

Dieser Grundwert „ n “ hätte dann in der Berechnung des schematischen Auges dieselbe Bedeutung wie der bei der Berechnung eines Auges von 24,26 mm Sagittalachsenlänge benutzte Größenwert „1 mm“.

Die Sagittalachse des schematischen Auges würde nicht mehr 24,26 mm groß sein, sondern $24,26 n$, der Hornhautradius $7,829 n$, die Linsenradien $10 n$ und $6 n$ usw. Sämtliche in der 1. Abhandlung berechneten Abstandswerte, die zu dem Einfallswinkel ε gehören, würden die gleiche Größe in „ n “-Werten erhalten. Wir können also in jedem emmetropischen Auge, ganz unabhängig von der Größe des Augapfels, jeden berechneten Abstandswert mit Hilfe des Grundwertes „ n “ richtig ausdrücken, sofern nur das Auge in seiner Form und seinen Rechnungsbedingungen unserem schematischen Auge entspricht.

Die absolute Größe des Grundwertes „ n “ ist zunächst wechselnd. Jedoch besteht nach den Ähnlichkeitssätzen die Beziehung, daß sich der Grundwert („ n “) des untersuchten Auges zum Grundwert des berechneten schematischen Auges („1 mm“) verhält wie zwei andere Stücke der zu vergleichenden ähnlichen Augen, also etwa wie die Achsenlängen zueinander oder wie die Brennweiten zueinander oder wie die Hornhautradien zueinander usw.

Wenn also die Achsenlänge des untersuchten Auges („ A_1 “) = a_1 mm sei (Achsenlänge des berechneten schematischen Auges „ A “ = 24,26 mm), so besteht das Verhältnis:

$$\frac{1 n}{1 \text{ mm}} = \frac{A_1}{A} = \frac{a_1 \text{ mm}}{24,26 \text{ mm}}$$

Daraus folgt: $1 n = \frac{A_1}{A}$ mm oder: $1 n = \frac{a_1}{24,26}$ mm.

Statt der Achsenlängen können die Hornhautradien (Hr_1 und Hr) oder die Brennweiten oder jedes andere zu Vergleichszwecken geeignete Stück benutzt werden, um die Größe von „ n “ auszudrücken.

Die Formel lautet dann: $1 n = \frac{Hr_1}{Hr}$ mm = $\frac{Hr_1}{7,829}$ mm usw.

Dieses Prozentverhältnis: $\frac{A_1}{A}$ oder $\frac{Hr_1}{Hr}$ usw. nennen wir „ $\frac{u}{100}$ “ oder „ $u\%$ “.

Dann ist: $1 n = \frac{u}{100}$ mm oder $1 n = u\%$ mm. Daraus folgt: $1 \text{ mm} = \frac{n}{u}$ oder $1 \text{ mm} = \frac{n}{u\%}$ oder $1 \text{ mm} = n \cdot \frac{100}{u}$.

„ $u\%$ “ bedeutet also das Verhältnis eines gemessenen Größenstückes des zu untersuchenden Auges zu dem entsprechenden Größenstück des

berechneten schematischen Auges (Achsenlänge, Hornhautradius, Brennweite usw.) unter der Voraussetzung, daß das zu untersuchende Auge in seinem Aufbau völlig mit dem Aufbau des berechneten schematischen Auges übereinstimmt.

3. Grundwert „ n “ und Prozentwert „ u “ bei der Berechnung des beliebigen emmetropischen Auges.

Beliebige emmetropische Augen weisen selten eine derartige Übereinstimmung ihres Aufbaues auf, wie wir sie in dem vorigen Abschnitt für Augen vorausgesetzt haben, die in Formgleichheit mit dem schematischen Auge übereinstimmen. In solchen Augen verändern sich die einzelnen Stücke daher nicht in dem proportionalen Gegenseitigkeitsverhältnis, daß jedes Stück ohne weiteres als Maßstab für die Größe des Auges und zur Berechnung unserer Grundwerte „ n “ und „ u “ dienen kann. Es bedarf einer besonderen Untersuchung, wie sich im beliebigen emmetropischen Auge der Prozentwert „ u “ berechnen läßt.

Im emmetropischen Auge sind optische und anatomische Eigenschaften eng miteinander verbunden. Denn die Netzhaut liegt in Brennweite des optischen Systems; ein zu kurz oder zu lang gebautes Auge verliert seine emmetropische Refraktion. Man kann im emmetropischen Auge also sowohl die anatomische Sagittalachse als auch die Brennweite des optischen Systems als Maßstab für die Größe des Augapfels benutzen. Nur darf man dabei nicht übersehen, daß auch im emmetropischen Auge die anatomische Achse nicht stets in voller Abhängigkeit von dem optischen System des Auges bleibt. Die optische Achse des Auges weicht meist verschieden stark von der anatomischen Achse ab, so daß Messungen auf diesen beiden Achsen nicht völlig miteinander parallel zu gehen brauchen. Die 2. Hauptbrennebene, von der aus die Brennweite gemessen wird, liegt vom Hornhautscheitel nicht stets gleich weit entfernt. Auch durch ungleiche Stärke der Augenwandungen können kleine Verschiedenheiten bedingt werden.

Zu anatomischen Vergleichsuntersuchungen wird sich besonders gut die äußere Sagittalachse eignen, da diese im enucleierten Auge verhältnismäßig leicht zu messen ist.

Im lebenden Auge ist dagegen die Achsenlänge meist nicht unmittelbar festzustellen. Hier ist die Brennweite des optischen Systems als Maßstab geeigneter, zumal die Brennweite für den Strahlenverlauf maßgeblich ist und sich Berechnungen bei Ametropien auf der Brennweite aufbauen. Da die Achsenlänge des schematischen Auges in fester Abhängigkeit von der Brennweite steht, so können wir zum Ausdruck der Brennweite auch die mit derselben proportionale Achsenlänge des schematischen Auges benutzen. Aber auch die Brennweite können wir

im lebenden Auge nicht ohne weiteres bestimmen. Hier sind wir darauf angewiesen, sie aus der Brechkraft der einzelnen Teile des optischen Systems zu berechnen. Da die Brennweite eines Linsensystems dem reziproken Wert der Brechkraft proportional ist, können wir statt der Brennweite auch die Brechkraft des gesamten brechenden Systems (R) zur Berechnung des Prozentwertes „ u “ unmittelbar verwenden. Die Formel für „ u “ würde dann lauten:

$$\frac{u}{100} = \frac{\frac{1}{R_1}}{\frac{1}{R}} = \frac{R}{R_1}$$

Die Brechkraft des gesamten optischen Systems setzt sich nach *Berg* aus der Brechkraft der einzelnen Teile nach der Formel zusammen: $R = R_C + R_L - d R_C R_L$, in der „ R_C “ die Brechkraft der Hornhaut, „ R_L “ die Brechkraft der Linse und „ d “ den reduzierten Abstand zwischen Hornhautfläche und optischem Mittelpunkt der Linse bedeutet.

Die Brechkraft der Hornhaut ist im lebenden Auge leicht annähernd genau festzustellen. Nach bekannten Formeln kann sie aus dem Hornhautradius errechnet werden; auf den meisten *Javal*schen Ophthalmometern finden wir sie zugleich mit dem Hornhautradius ablesbar eingetragen.

Auch die scheinbare Tiefe der vorderen Augenkammer kann mit der von *Zeiss* gebauten *Ulbrich*schen Meßtrommel und anderen Instrumenten gemessen werden. Die wahre Tiefe läßt sich nach Formeln, die *Salzmann* und *Colenbrander* angeben, unter Berücksichtigung der Hornhautkrümmung aus der scheinbaren Tiefe feststellen.

Sehr viel schwieriger ist die Bestimmung der Brechkraft der Linse. Hierzu ist die Messung der Linsendicke und der Radien der vorderen und hinteren Linsenfläche erforderlich. Diese Messung kann nur mit Hilfe komplizierter Apparate und Methoden erfolgen und ergibt bei mangelnder Übung recht ungenaue Werte (*Hess*, Handbuch der Ophthalmologie 8, 57 ff.). Außerdem besitzen, nach *Besio* (*Helmholz*, Handbuch 1, 290, 3. Aufl.) und *Nordenson* (*Erggelet*, Handbuch 2, 506) die Linsenflächen nicht einmal sphärische Gestalt, sondern vorn hyperbolische, hinten parabolische Gestalt, so daß die Radienmessung nicht immer stimmende Werte ergibt. Ferner sind die Brechungsindices der einzelnen Linsenschichten sehr verschieden und die von verschiedenen Autoren an Leichenlinsen ermittelten Indices stimmen keineswegs miteinander überein. Eine genaue Messung der Brechkraft der Linse ist daher wenigstens für den praktischen Augenarzt meist nicht durchführbar.

Wir werden daher versuchen müssen, diese schwierige Bestimmung der Linsenrefraktion zu umgehen.

Gewiß muß man zugeben, daß in der Linsenrefraktion erhebliche Variationen vorkommen und daß eine Bestimmung der Gesamtrefraktion des brechenden Systems unsicher wird, wenn man die Linsenrefraktion nicht mit bestimmt und etwa durch schematische Werte ersetzt. Aber vielleicht gelingt es, diese Unsicherheit zu begrenzen. In praktischen Fällen, besonders für operative Zwecke — für die unsere Berechnungen doch in erster Linie dienen sollen —, sind kleine Ungenauigkeiten, die einige $\frac{1}{10}$ mm nicht überschreiten, meist belanglos. Man muß nur wissen, in welchem Ausmaß man mit solchen Ungenauigkeiten rechnen muß, damit man sie bei Untersuchungen und Operationen entsprechend berücksichtigen kann.

Im Anschluß an die *Steigersche* Initiative sind von *Betsch*, *Tron*, *Wibaut*, *Berg* u. a. statistische Zusammenstellungen und Berechnungen vorgenommen worden zu dem Zwecke, um u. a. die Beteiligung des gesamten Linsensystems an dem Zustandekommen der verschiedenen Refraktionsanomalien zu klären. Die Ergebnisse laufen fast ausnahmslos darauf hinaus, daß meist eine recht erhebliche Parallelität zwischen Hornhautrefraktion und Linsenrefraktion anzunehmen ist. So sagt *Wibaut*: „Die Abweichungen der Hornhautrefraktion und Linsenrefraktion sind gleichgerichtet und verstärken einander.“

Zeeman beweist zwar mit Hilfe ausgiebiger Refraktionsbestimmungen der Linse, daß die feinste Einstellung, die Emmetropisation, nur von der Linse vermittelt wird. Aber andererseits gibt er zu, daß „die Macht der Linse eine beschränkte ist und daß die Achsenlänge wohl in einem bestimmten Verhältnis zur Hornhautkrümmung stehen wird“.

Dieser Satz wird besonders verständlich, wenn man bedenkt, daß an der Gesamtrefraktion des brechenden Systems, die nach *Gullstrand* auf einige 60 D. einzuschätzen ist, die Linse nur mit etwa 20 D. beteiligt ist, während auf die Brechkraft der Hornhaut einige 40 D. entfallen (*Helmholz* 3. Aufl., I, 300—303).

Wir müssen uns nun fragen, in welchem Umfange Änderungen der Brechkraft der Linse überhaupt vorkommen können.

Czellitzer rechnete aus, daß eine Herabsetzung der Krümmungsradien der Linse auf 8 mm (vordere Linsenfläche) und 4,5 mm (hintere Linsenfläche) eine Myopie von etwa 4,5 D. ergeben würde, während eine Heraufsetzung der Linsenradien auf 13 mm und 7,9 mm zu einer Hyperopie von 3,9 D. führen würde.

Da nach einer Zusammenstellung von *Erggelet* im kurzen Handbuch die Radien der vorderen Linsenfläche des akkommodationsfreien emmetropischen Auges nur zwischen 7,9 mm und 12,7 mm, die Radien der hinteren Linsenfläche zwischen 5,13 mm und 9,05 mm schwanken, kann man die von *Czellitzer* errechneten Schwankungswerte fast als Grenzwerte auffassen.

Bei Annahme einer Gesamtbrechkraft des brechenden Systemes von 65 D. würde eine abnorm starke Krümmung der Linse die Brechkraft also äußerstenfalls bis zu 7% nach der myopischen Seite zu verschieben können, während eine starke Abflachung der Linse bis zu einer Verschiebung von 6% nach der hyperopischen Seite zu führen könnte.

Die Bedeutung solcher abnormen Linsenkrümmung tritt bei Berechnung ihrer Einwirkung auf die Augapfelachse noch klarer zutage.

Hess zeigt in einer im Handbuch der Augenheilkunde wiedergegebenen Tabelle (2. Aufl. 8, 175), daß eine Hauptpunktmyopie von 4,5 D. die Augapfelachse (die mit 23,46 mm angenommen wird) um 1,68 mm, also um 7,85% verlängern würde, während eine Hyperopie von 3,9 D. zu einer Verkürzung von 1,19 mm, also von 5,4%, führen würde. Meine eigenen, in Abb. 4c wiedergegebenen Berechnungen weisen ähnliche, etwas geringere Werte auf, nämlich bei 4,5 D. Myopie knapp 7% Achsenverlängerung und bei 3,9 D. Hyperopie knapp 5% Achsenverkürzung. Diese Werte können wir also annähernd als die Grenzwerte auffassen, um die wir uns bei Nichtberücksichtigung der Linsenwölbung irren können. Allerdings können Schwankungen der Brechungsindices zu weiteren Änderungen der Linsenbrechkraft führen. Solche Fälle, auf die ich später kurz eingehen werde, gehören aber meist ins pathologische Gebiet und müssen dann — soweit überhaupt möglich — mit berücksichtigt werden. Bei solchen Berechnungen muß allerdings vorausgesetzt werden, daß die Akkommodation ausgeschaltet worden ist.

Über die tatsächlich vorkommenden Schwankungen in der Brechkraft der Linse, die hinter den genannten Grenzwerten wohl meist wesentlich zurückbleiben werden, liegen ebenfalls einige Untersuchungen vor. *Zeeman* maß die Brechkraft der Hornhaut und der Linse von Augen verschiedener Refraktionen und berechnete unter Berücksichtigung der Kammertiefe die Achsenlänge. Bei seinen Messungen von 25 emmetropischen Augen besaß der Hornhautradius in 13 Fällen eine Länge zwischen 34,3% und 35,4% der Achsenlänge. 9 Augen hatten einen abnorm kurzen Hornhautradius von 33,0—33,7% der Achsenlänge, und 3 Augen einen abnorm langen Radius von 36,0—37,1% der Achsenlänge. Die Mehrzahl seiner Augen (13 von 25 = 52%) wiesen also eine große Abhängigkeit der Achsenlänge vom Hornhautradius mit Schwankungen unter 3% auf, und bei 22 von 25 Augen (= 88%) überschritten die Gegenseitigkeitsschwankungen kaum 6%. Nur bei 3 Augen (= 12%) mußte man eine abnorm stark gewölbte Linse annehmen. *Wagner* maß in einer Reihe von frisch enucleierten Augen den Hornhautradius und die verschiedenen Durchmesser des Augapfels. Allerdings fehlen Refraktionsbestimmungen. Mit Wahrscheinlichkeit können wir aber wohl annehmen, daß in der Mehrzahl annähernd emmetropische Augen vorgelegen haben.

Tabelle 1. Tabelle von Wagner, Graefes Arch. 127, 129 (1931).
Reihe 1 u. 2: Abschrift aus der Tabelle von Wagner. Reihe 4—6: Umrechnung der Werte in Prozentwerte.

Reihe	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
1	24,4	25,0	23,9	24,3	25,3	23,5	23,6	22,7	25,8	23,9	23,0	24,3	24,0	24,7
2	Brechkraft der Hornhaut in Diop- trien im horizontalen Meridian	44,1	42,8	42,6	43,6	43,3	45,4	46,8	42,1	45,4	46,3	43,7	44,2	43,0
3	Hornhautradius in mm (aus der Brechkraft umgerechnet)	7,61	7,85	7,9	7,72	7,91	7,41	7,2	8,0	7,4	7,25	7,7	7,6	7,8
4	Prozentberechnung A. Hornhautradius als Prozent-Wert der Sagittalachse ausgedrückt	31,18	31,4	33,0	31,8	31,25	31,4	31,75	31,0	31,0	31,55	31,7	31,7	31,6
5	Berechnung der Reihe 4 als Prozent- Wert der Reihe 6 ausgedrückt (= A:B)	96,5	97,3	102,2	98,8	96,9	97,4	98,4	96,0	96,0	97,8	98,3	98,3	97,8
6	Prozentberechnung B. Hornhautradius des schematischen Auges (24,26 mm) ausgedrückt													32,3

In der nebenstehenden Tabelle habe ich seine Meß-
ergebnisse wiedergegeben
und dabei in Reihe 4 der
Tabelle den Hornhaut-
radius als Prozentwert der
Augachse berechnet und in
Reihe 5 diesen Prozentwert
mit den entsprechenden
Maßen meines schemati-
schen Auges verglichen.

Bei 12 von diesen
14 Augen (= 86%) über-
schritt die Gegenseitigkeits-
schwankung der horizon-
talen Hornhautradien bei
einem Vergleich derselben
mit der Sagittalachse noch
nicht einmal 2,8%, wie aus
den Werten „96,0—98,8%“
der Reihe 5 hervorgeht.
Nur 14% der untersuchten
Augen weisen einen ab-
norm langen Hornhaut-
radius auf. Die verminderte
Hornhautbrechkraft dieser
Augen wurde also wahr-
scheinlich durch etwas er-
höhte Brechkraft der Linse
ausgeglichen, sofern die
Voraussetzung einer emme-
tropischen Refraktion zu-
treffend ist.

Es besteht also eine
recht gute Übereinstim-
mung der aus den Wagner-
schen Messungen und Zee-
mannschen Berechnungen
zu ziehenden Schlüsse in
dem Sinne, daß bei der
großen Mehrzahl der Augen
eine auffallende Parallelität
zwischen Hornhautradius

und Achsenlänge vorliegt. Mit über 80% Wahrscheinlichkeit wird man darauf rechnen können, daß bei einer Berechnung der Achsenlänge auf Grund der meßbaren Hornhautkrümmung nur wenige Prozent Fehler auftreten. (Nach den *Wagnerschen* Messungen unter 3%, nach den *Zeemanschen* Berechnungen 3% bis höchstens 6% Fehler.) Nur in einzelnen Ausnahmefällen weist die Linse eine stärkere Krümmung auf, die eine verkürzte Brennweite des Systems ergibt und zu einer kürzeren Achsenlänge des emmetropischen Auges führen würde, als wie sie auf Grund der Messung des Hornhautradius zu folgern ist.

Allerdings ist die Zahl der *Wagnerschen* Messungen zu klein, um definitive Schlüsse ziehen zu können. Auch bedingt die fehlende Refraktionsbestimmung und der Hornhautastigmatismus, der in einzelnen seiner Fälle vorhanden ist, eine gewisse Unsicherheit der Ergebnisse. Es ist aber nicht daran zu zweifeln, daß durch ausgiebigere Untersuchungsreihen die Beziehungen zwischen Hornhautradius und Achsenlänge des Auges genauer festgelegt werden können.

Zur Bestimmung dieses Verhältnisses eignen sich ausgezeichnet staroperierte Augen, die sich für solche Messungen leicht in größerer Menge beschaffen lassen. Im staroperierten Auge läßt sich die Achsenlänge recht gut bestimmen, sofern sich die bisherige Annahme bestätigt, daß die Brechungsindices meist nur geringen Schwankungen unterliegen. Die nötigen Konstanten für die Messung lassen sich durch genaue Refraktionsbestimmung und Messung der Hornhautradien vor und nach der Operation erbringen. Bereits *Bjerke* hat ausgiebige Tabellen aufgestellt, aus denen sich die Achsenlänge des staroperierten Auges ausrechnen läßt. Ich behalte mir vor, an anderer Stelle näher auf diese Möglichkeit einzugehen.

Nur die absoluten Werte der Größe des Hornhautradius weichen bei *Zeeman* und *Wagner* erheblich voneinander ab. Auch mit dem von mir benutzten schematischen Hornhautradius von 7,829 mm (= 32,3% der Achsenlänge) stimmen diese Werte nicht überein.

Ich maß deshalb bei 526 Augen den Hornhautradius mit meinem *Javalschen* Ophthalmometer und errechnete eine Durchschnittsgröße von 7,9 mm, die bei einer Zusammenstellung der Augen nach verschiedenen Refraktionen und Altersklassen etwas schwankte. In der Literatur wird verschiedentlich darauf aufmerksam gemacht, daß solche abweichende Meßgrößen, die auch sonst vielfach beobachtet worden sind, oft auf einer ungenauen Eichung der zu Messungen benutzten Instrumente beruhen.

Die Brechkraft des Linsensystems und somit die Achsenlänge, die bei vorliegender Emmetropie anzunehmen ist, wird nicht unwesentlich durch die Kammertiefe beeinflusst. Da die Tiefe der vorderen Kammer, wie oben angegeben ist, leicht festgestellt werden kann, empfiehlt es

sich — wenigstens bei wesentlicher Abweichung der Kammertiefe von dem Durchschnittswert —, den Meßwert zu berücksichtigen.

Colenbrander stellte ausführliche Tabellen über den Einfluß verschiedener Kammertiefen auf den Richtungsverlauf der einfallenden Lichtstrahlen zusammen.

Für die Berechnung der Achsenlänge und Bestimmung unseres Vergleichswertes „*u*“ genügt meist die Berücksichtigung der *Hess*schen Angaben, wonach eine Abflachung der Kammer um 0,1 mm im schematischen Auge eine Refraktionserhöhung von 0,08 D. hervorruft. Danach kann man bei einer Kammerabflachung von 1 mm etwa 1,2% Achsenverkürzung annehmen, bei Kammervertiefung entsprechende Achsenverlängerung. Nur bei extremer Änderung der Kammertiefe ändern sich diese Werte wesentlich.

Über die Beziehungen von Hornhautscheibengröße und Hornhautradius liegen ausgiebige Untersuchungen von *Waardenburg* vor, der zu dem Schluß kommt, daß nur für das Hornhautzentrum eine gewisse Korrelation anzunehmen ist, die aber wegen der asphärischen Gestalt der Hornhaut für die Hornhautperipherie durchbrochen wird. Da nach *Waardenburg* die Größe des Skleralringes für die Hornhautgröße von wesentlicher Bedeutung ist, besteht wohl die Möglichkeit, daß sich aus der Hornhautgröße Rückschlüsse auf die Größe des Augapfels machen lassen, die aber bis jetzt nicht geklärt sind. Ich selbst maß den Hornhautdurchmesser von 421 Augen mit Hilfe eines Meßokulars, das ich in Verbindung mit dem Fernrohr des *Hess*schen Pupilloskopes benutzte. Dabei stellte ich einen Durchschnittsdurchmesser der Hornhautscheibe von 11,51 mm fest, konnte aber bis jetzt noch keine gesetzmäßigen Regeln aufstellen, die einen Rückschluß auf die Augapfelgröße gestatteten.

Auch Messungen der Körpergröße, des Körpergewichtes und des Augapfelabstandes ergaben kein Resultat, das sich für eine Beurteilung der Augapfelgröße verwenden ließ.

Zusammenfassend läßt sich über die Größenberechnung des Prozentwertes „*u*“ im emmetropischen Auge sonach folgendes aussagen:

Sofern Brennweite oder Achsenlänge des untersuchten Auges nicht genau festgestellt werden können, genügt es in den praktischen Fällen meist, den Prozentwert „*u*“ nach dem Verhältnis der Hornhautradien (untersuchtes Auge zum schematischen Auge) einzuschätzen. Hierbei muß mit einem Berechnungsfehler gerechnet werden, der bis zu einigen Prozent betragen kann. Nach den bisher vorliegenden Untersuchungsreihen kann man annehmen, daß dieser Fehler meist etwa 3(—6%) nicht wesentlich überschreiten wird.

Für Ausnahmefälle muß die Möglichkeit zugegeben werden, daß eine besonders hohe Brechkraft der Linse vorliegt und die Brennweite des

Systems sowie die Achsenlänge des emmetropischen Auges dadurch abnorm verkürzt wird.

In diesem Falle würde der Wert von „ u “ etwas niedriger ausfallen müssen, als wie sich aus der Berechnung ergibt.

Ob auch der entgegengesetzte Zustand mit abnorm flacher Linse und dadurch bedingter Achsenverlängerung des emmetropischen Auges öfters vorkommt, ist vorläufig noch ungewiß, da ausreichende Beobachtungsreihen noch nicht vorliegen.

Bei abnorm tiefer Kammer muß für jeden Millimeter Kammervertiefung der Wert „ u “ um etwa 1,2% erhöht werden, bei abnorm flacher Kammer entsprechend verringert werden.

4. Berechnung des Wertes „ u “ im ametropischen Auge.

Im ametropischen Auge erfolgt die Brechung der Lichtstrahlen nach den gleichen Grundsätzen wie im emmetropischen Auge. Der Größtenwert „ u “ kann im ametropischen Auge daher in gleicher Weise aus dem Vergleich der Brennweiten berechnet werden wie im emmetropischen Auge. Statt der Brennweiten können wir die gesamte Brechkraft des brechenden Systems zum Vergleich benutzen; wo sich die Gesamtbrechkraft nicht berechnen läßt, kann man sich der Hornhautradien allein bedienen und bei wesentlicher Abweichung der Kammertiefe diese mit berücksichtigen. Dann gelten die gleichen Einschränkungen der Berechnung, die ich im Abschnitt 3 ausführlich behandelt habe.

Aber die Achsenlänge des ametropischen Auges läßt sich nicht ohne weiteres verwenden. Da die Netzhaut nicht in der Brennweite des optischen Systems liegt, steht die Achsenlänge zur Brennweite in einem anderen Verhältnis als im emmetropischen Auge. Wir müssen die Achsenlänge des ametropischen Auges erst auf denjenigen Wert zurückführen, der als zugehörig zu der jedesmaligen Brennweite des Systems betrachtet werden muß. Diesen Wert wollen wir „reduzierte Achsenlänge“ nennen. Er ergibt sich nach den vorherigen Ausführungen als die Achsenlänge des emmetropischen schematischen Auges, das mit dem gleichen optischen System ausgerüstet ist. Diese Zurückführung ist ganz leicht möglich, wenn wir feststellen, um wieviel Prozent sich die Achsenlänge des emmetropischen Auges beim Übergang in die entsprechende Ametropie verändert. Mit dem reziproken Wert dieses Prozentsatzes braucht dann nur die tatsächliche Achsenlänge eines ametropischen Auges multipliziert zu werden, um die reduzierte Achsenlänge zu ermitteln.

Dieser für jede Ametropie gültige Prozentsatz, der aus den Berechnungen des Anhangs 3 hervorgeht, findet sich in der Schlußkolonne 4 der Abb. 4c.

Wie aus Abschnitt 3 hervorgeht, kommen Fälle vor, wo die Linsenrefraktion nicht die gewöhnliche Parallelität mit der Hornhautrefraktion aufweist. Hier handelt es sich meist um Linsen mit verstärkter Wölbung und demzufolge erhöhter Brechkraft. Jedoch findet sich gelegentlich auch Änderung des Brechungsindex der Linse, wie bei Linsensklerose und einzelnen Allgemeinkrankheiten, z. B. beim Diabetes, u. a.

In solchen Fällen stimmt die Gesamtbrechkraft des Systems nicht ausreichend mit der Hornhautbrechkraft überein, um aus der Größe des Hornhautradius richtige Werte von „ u “ errechnen zu können. Gelegentlich ist es aber möglich, zu messen oder mit ausreichender Genauigkeit zu schätzen, um wieviel Dioptrien die Gesamtbrechkraft des Systems durch die veränderte Linsenbrechkraft geändert worden ist. Das läßt sich z. B. in Fällen feststellen, die von früher her bekannt sind. Hier kann man durch ein einfaches Verfahren den Wert „ u “ richtig errechnen. Der aus dem Hornhautradius errechnete Wert „ u “ muß nach den gleichen Grundsätzen reduziert werden, wie man die reduzierte Achsenlänge aus der Achsenlänge des ametropischen Auges berechnet; d. h. er muß mit dem reziproken Wert des Prozentsatzes multipliziert werden, um den sich die Achsenlänge bei der betreffenden Ametropie ändert (Schlußkolonne 4 der Abb. 4c). Natürlich kommt für diese Reduktion nur derjenige Anteil einer Ametropie in Betracht, der auf die abweichende Brechkraft der Linse zurückzuführen ist. Durch diese Reduktion wird die Brennweite des Systems, die in einem solchen Falle infolge der mangelnden Übereinstimmung von Hornhaut- und Linsenbrechkraft aus dem Hornhautradius allein nur fehlerhaft berechnet werden konnte, auf ihren wahren Wert gebracht, der jetzt ohne Bedenken zur richtigen Berechnung von „ u “ dienen kann.

5. Refraktion und Grundwert „ n “.

Gullstrand sagt: „Die Einheit, mit welcher die reduzierende Konvergenz gemessen wird, kann beliebig gewählt werden. In der Ophthalmologie benutzt man als Einheit die Dioptrie, die als die Einheit des reziproken Wertes einer, durch Division mit dem betreffenden Brechungsindex reduzierten, in Meter gemessenen Haupt- oder Konjugatbrennweite definiert werden kann.“

Bei Benutzung des Grundwertes „ n “ wird auch die Brennweite in „ n “-Einheiten und nicht in Metern (oder 1000 mm-Einheiten) gemessen. Die Brechkraft des Linsensystems muß hier also auch in „ n “-Werten ausgedrückt werden, wobei der Zusammenhang mit der üblichen Meterdioptrie immer durch die Formel erhalten bleibt: $1 n = \frac{u}{100}$ mm und: $1 \text{ mm} = \frac{100}{u} n$. Nennen wir diese Maßeinheit „1000 n Dioptrie“ oder

„ $D_{1000\ n}$ “. Wenn die Brechkraft einer Linse in den üblichen Meterdioptrien (oder $D_{1000\ \text{mm}}$) ausgedrückt = „ R “ sei, und die Brechkraft derselben Linse in „ $D_{1000\ n}$ “ ausgedrückt = „ R_1 “ sei, dann ist die Brennweite dieser Linse $= \frac{1000}{R} \text{ mm} = \frac{1000}{R} \cdot \frac{100}{u} n$. Ebenso ist die Brennweite dieser Linse $= \frac{1000}{R_1} n$. Folglich ist: $\frac{1000}{R_1} n = \frac{1000}{R} \cdot \frac{100}{u} n$ oder: $R_1 = R \cdot \frac{u}{100}$.

Die Brechkraft einer Linse in „ $D_{1000\ n}$ “ ausgedrückt ist also gleich der bekannten Meterrefraktion multipliziert mit dem Faktor: „ $\frac{u}{100}$ “.

Dasselbe gilt für die Bezeichnung der Brechkraft des optischen Systems des Auges und für die Bezeichnung der Refraktionsanomalie eines Auges. Wenn man zur Größenberechnung des Auges statt „ mm “ den Grundwert „ n “ benutzt, muß auch die Refraktion in „ $D_{1000\ n}$ “ ausgedrückt werden.

6. Lagebestimmung der Netzhaut- und Lederhautpunkte im emmetropischen Auge verschiedener Größe.

Die Arbeit „Beiträge zur Lokalisationsophthalmoskopie I“ befaßte sich mit der Lagebestimmung der Netzhaut- und Lederhautpunkte im emmetropischen Auge mit dem äußeren Sagittaldurchmesser von 24,26 mm. Dabei wurde vorausgesetzt, daß der Lichtstrahl mit dem Einfallswinkel ε in einem Hauptschnitt verlief und daß die Gestalt des Augapfels mit unserem schematischen Auge übereinstimmte.

Die Winkel, unter denen der Lichtstrahl die einzelnen Richtlinien des Auges schneidet, sind von der Größe des Augapfels unabhängig, wie ich vorhin zeigen konnte. Demzufolge schneidet der im Glaskörper verlaufende Lichtstrahl die Augachse stets unter dem Winkel η (Abb. 7), ganz unabhängig von der Größe des Augapfels, wie sich ganz leicht aus der mathematischen Verlaufsrechnung des Anhangs 2 beweisen läßt. Denn ohne Änderung der Winkelwerte können sämtliche „ mm “-Werte der Rechnung durch den Grundwert „ n “ ersetzt werden.

Aber die Abstandsmaße der Netzhautpunkte von der Fovea (resp. hinterem Netzhautpol) und die Abstandsmaße der Lederhautpunkte vom Limbus müssen dann ebenfalls in „ n “-Werten ausgedrückt werden.

Nach der Formel: $1\ n = \frac{u}{100} \text{ mm}$ kann eine Umrechnung in „ mm “-Werte erfolgen.

Auf Grund der Berechnungen in Anhang 2 und in der I. Abhandlung über dieses Thema habe ich die zu jedem Einfallswinkel ε gehörenden Abstandswerte in der Abb. 1 in Kurvenform wiedergegeben, auf deren Ordinaten die „ n “-Werte abgelesen werden können.

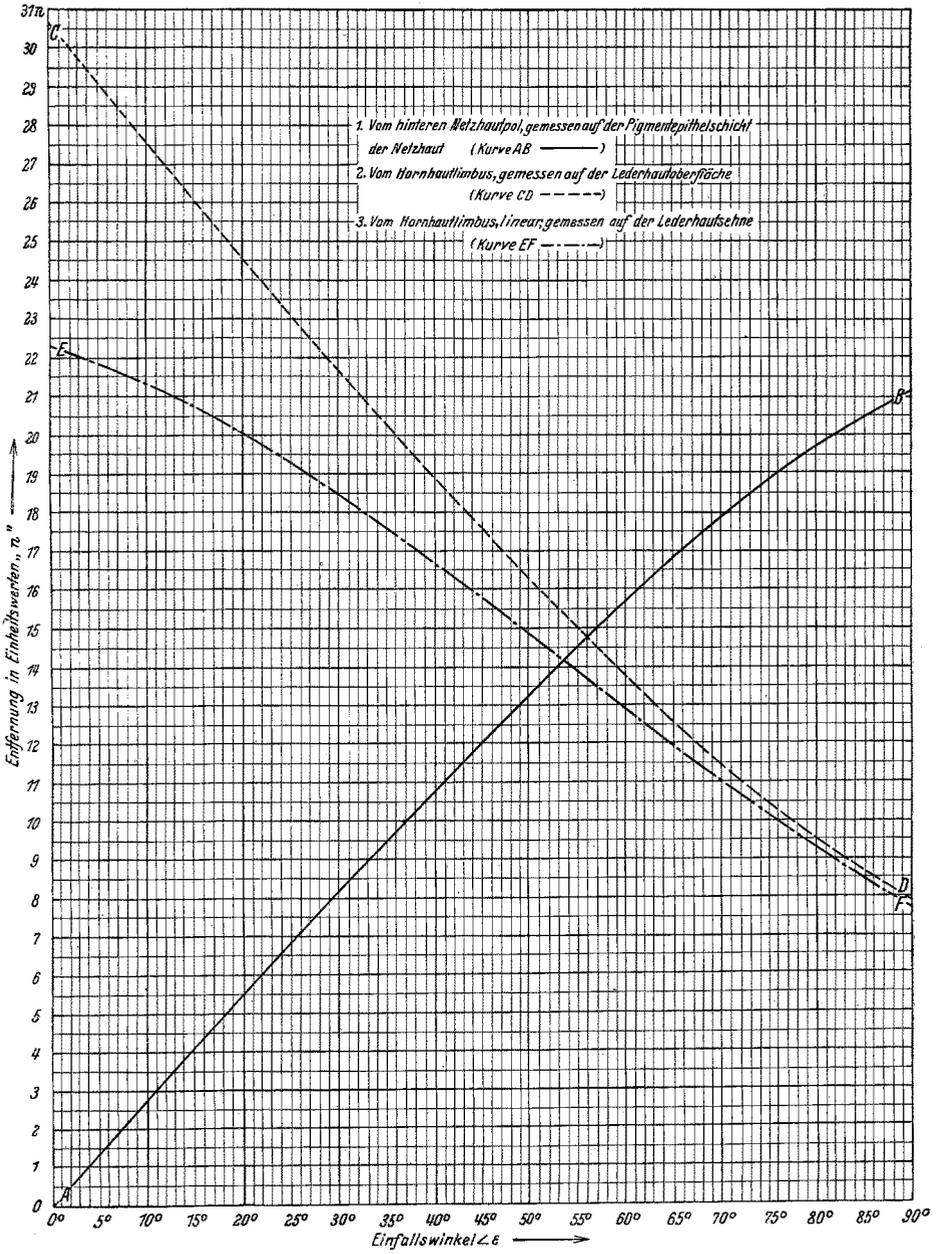


Abb. 1.

Abweichungen der Gesichtslinie resp. der Hornhautachse von der Augapfelachse sind in dieser Kurve nicht berücksichtigt. Sie müssen nach den Ausführungen der Abhandlung I bewertet werden, indem man die „mm“-Werte der Abhandlung I durch „n“-Werte ersetzt und die Umrechnung in „mm“-Werte durch Multiplikation mit $\frac{u}{100}$ vornimmt.

Bei Darstellung der Berechnungsergebnisse in Isohypsenkurven läßt sich die Ablesung sehr vereinfachen (Abb. 2 a—c). Man liest den Einfallswinkel ε auf der Grundlinie ab und sucht die Abstandswerte entsprechend der Achsenlänge oder entsprechend der Größe von „u“ auf der durch die zugehörige Reihe hindurchgehenden Isohypsenkurve auf. Zwischenwerte müssen interpoliert werden.

Aus diesen Kurven zeigt sich der große Einfluß der Augapfelgröße auf die Meßwerte. Die scheinbar abweichenden Angaben verschiedener Autoren über den Abstand der Punkte der Augapfelwandung erfahren dadurch eine Klärung. So besteht eine fast völlige Übereinstimmung meiner Resultate mit den *Colenbranderschen* Berechnungen (mit Höchstdifferenzen von 0,2 mm), wenn man die *Colenbranderschen* Berechnungen mit den Werten meiner Isohypsenkurven auf der Reihe „Achsenlänge = 25,07 mm“ vergleicht. Die nachfolgende Tabelle zeigt dies.

Tabelle 2. Linearer Abstand eines Lederhautpunktes vom Hornhautlimbus bei einer Augapfelachsenlänge von 25,07 mm.

Einfallswinkel $< \varepsilon$	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°
Abstand in mm nach <i>Paul</i> .	22,2	20,67	19,1	17,3	15,3	13,4	11,3	9,5
Abst. i. mm n. <i>Colenbrander</i>	22,25	20,8	19,2	17,45	15,5	13,4	11,3	9,4

Nach meinen Messungen der Scheibengröße der Hornhaut weist der Hornhautdurchmesser erhebliche Schwankungen auf. Unter 421 Augen fanden sich bei 78 % Schwankungen des Hornhautdurchmessers zwischen 138 % und 153 % des Hornhautradius, während bei 22 % sogar Schwankungen zwischen 122 % und 164 % der Hornhautradiusgröße festgestellt wurden. Wenn diese Ungleichheiten nicht mit berücksichtigt werden, führt die Verwertung der berechneten Lederhautmasse zu Ungenauigkeiten. Denn bei abnorm großer Hornhaut liegt der Limbus weiter nach hinten, bei kleiner Hornhaut weiter nach vorn, als wie den schematischen Berechnungen entspricht.

Da man als Ausgangspunkt für die Übertragung der Berechnungswerte auf den Augapfel meist den Limbus benutzt, von dem aus man die Messung auf dem Augapfel mit dem Zirkel oder Maßstab vornimmt, wird der berechnete Punkt auf dem Augapfel dann zu weit nach hinten oder nach vorn verlegt. Diesem Fehler entgeht man, wenn man den Hornhautdurchmesser mißt und nach Bedarf die berechneten Meßwerte entsprechend verringert oder erhöht.

Abb. 2a-c. Isohypsenkurven bei verschiedenen emmetropischen Augapfelgrößen.

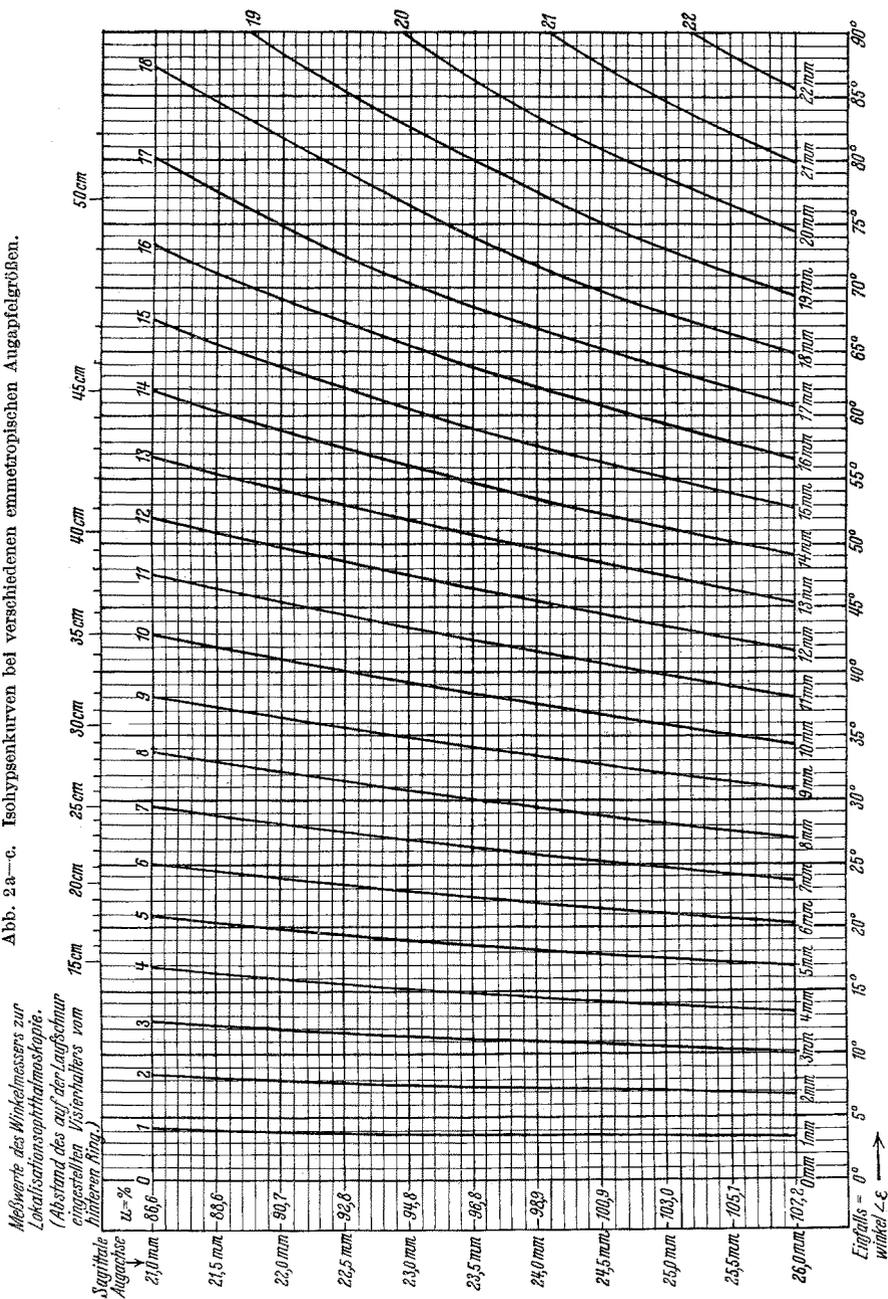


Abb. 2a. Kurven der Netzhauptpunkte mit gleichem Abstand vom hinteren Netzhauptpol. Messung auf der Pigmentepithelschicht der Netzhaut.

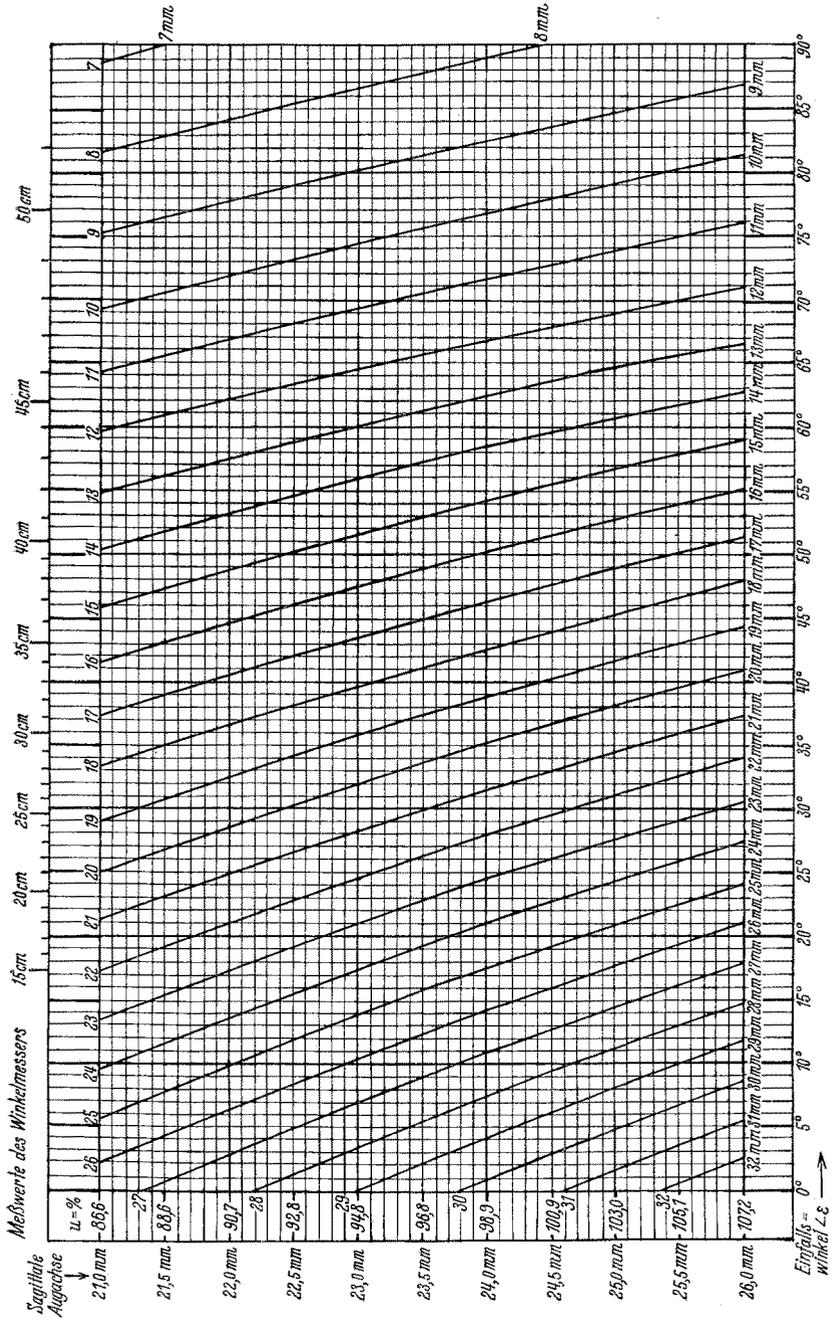


Abb. 2 b. Kurven der Lederhautpunkte mit gleichem Abstand vom Hornhautlimbus, Messung auf der Lederhautoberfläche.

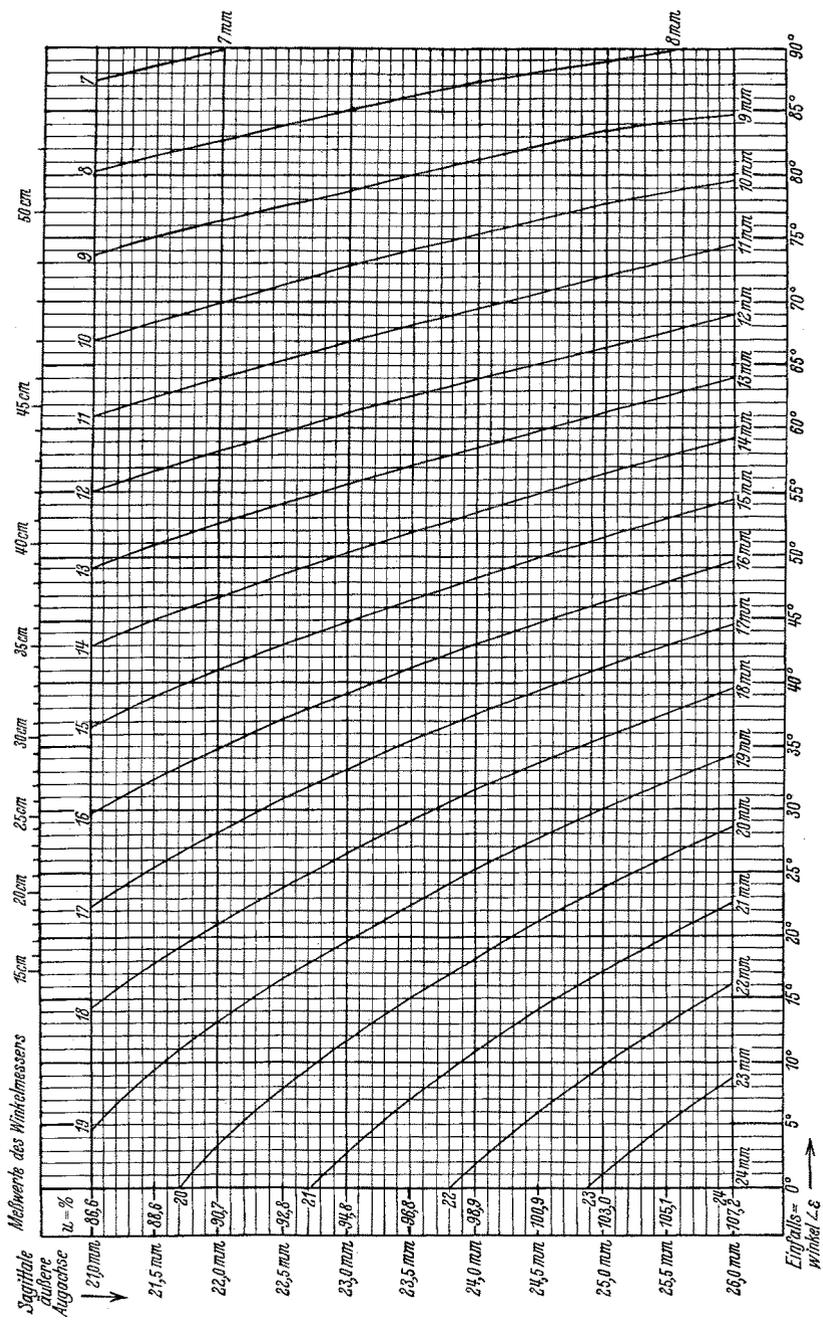


Abb. 2c. Kurven der Lederhauptpunkte mit gleichem linearen Abstand vom Hornhäutlimbus. Messung auf der Lederhautschne.

7. Veränderungen der Achsenlänge bei Refraktionsanomalien.

Im allgemeinen nimmt man an, daß 1 mm Unterschied in der Brennweite des Linsensystems mit einer Änderung der Brechkraft von 3 D. übereinstimmt.

Treutler u. a. berechneten bei Refraktionsanomalien genau die Achsenlänge. Im Handbuch der Ophthalmologie 8 stellt *Hess* die Achsenlängen des schematischen Auges bei den einzelnen Refraktionsanomalien in einer übersichtlichen Tabelle zusammen.

Aber die tatsächlichen Messungen der Augachse bei Ametropien führen zu weit auseinander liegenden Ergebnissen. *Schnabel* und *Herrnhaiser* fanden bei geringgradiger Kurzsichtigkeit Achsenlängen von 22 bis 25 mm, bei Kurzsichtigkeit über 10 D. Achsenlängen von 27—32 mm.

Diese Verschiedenheiten überraschen in keiner Weise, wenn man bedenkt, daß die Achsenlänge nicht nur von der vorliegenden Ametropie, sondern auch von der Brennweite des optischen Systems des Auges abhängt. Es ist deshalb auch nicht möglich, absolute Werte der Achsenlänge bei einer Ametropie anzugeben.

Dagegen kann die Achsenlänge des ametropischen Auges ohne Schwierigkeiten in relativen „*n*“-Werten berechnet werden, die sich entsprechend den früheren Ausführungen für den Einzelfall in „*mm*“-Werte überführen lassen.

In Anhang 3 habe ich die Berechnung für das von mir benutzte schematische Auge durchgeführt. Dieses Auge ist emmetropisch eingestellt, wenn man den exzentrischen Brechungsindex der Linse (in 3 mm Entfernung vom Pupillenmittelpunkt) mit 1,40472 annimmt. Dieser Indexwert läßt sich mit den *Gullstrandschen* Angaben gut in Einklang bringen, besonders wenn man bedenkt, daß die seitlichen Linsenschichten einen etwas geringeren Index als die Kernschichten der Linse aufweisen.

In diesem schematischen Auge kann in einem Hauptschnitt der Verlauf eines Lichtstrahles, der 3 mm seitlich vom Pupillenmittelpunkt durch die Pupille hindurchtritt, bis zu seinem vorderen und hinteren Achsenschnittpunkt verfolgt werden und daraus die Hauptpunktsametropie einerseits, die Veränderung der Achsenlänge andererseits berechnet werden. Die kleinen Fehler, die durch Nichtberücksichtigung der asphärischen Gestalt der Linsenflächen und der Ungleichheit der Hornhautradien auftreten, werden im wesentlichen durch die genaue Ausgleichung des Linsenindex kompensiert.

Ungenauigkeiten, die durch eine Schiefstellung der optischen Achsen von Fall zu Fall wechselnd eintreten, lassen sich bei einer solchen schematischen Berechnung allerdings nicht völlig beseitigen. Auch wurde darauf verzichtet, die Berechnung in einfarbigem Lichte durchzuführen.

Die Berechnungsergebnisse sind in den Schlußkolonnen I—IV der Abb. 4c wiedergegeben.

8. Schematisches Auge bei Refraktionsanomalien.

In der Literatur finden sich bisher nur wenig Angaben darüber, wie sich die Ortsbestimmung eines Wandungspunktes bei Refraktionsanomalien gestaltet.

Lindner weist ganz im allgemeinen darauf hin, daß bei Myopien die Meßwerte etwa um die anzunehmende Achsenverlängerung erhöht werden müßten. Hierbei können aber natürlich nur sehr grobe Schätzungswerte erhalten werden.

Ich suchte deshalb nach einem Verfahren, auch im ametropischen Auge die Lage der Wandpunkte berechnen zu können. Dabei stellte es sich als besondere Schwierigkeit heraus, daß eine Schematisierung des ametropischen Auges in einer Form, die mit dem tatsächlichen Auge übereinstimmt, nicht möglich ist. Denn im ametropischen Auge tritt die Paraboloidgestalt des Auges, die nach *Lo Cascio* auch beim emmetropischen Auge schon in mäßigem Grade vorhanden ist, sehr viel stärker hervor und erreicht besonders bei hochgradiger Myopie oft extreme Ausmessungen. Die Gestalten der einzelnen Paraboloiden weichen so weitgehend voneinander ab, daß von einer Durchschnittsform kaum noch geredet werden kann. Eine genaue mathematische Durchrechnung, die sich auf tatsächliche Verhältnisse übertragen läßt, wird dadurch unmöglich.

Diese Tatsache zwingt uns dazu, von genauen Berechnungswerten Abstand zu nehmen und uns mit Annäherungswerten zu begnügen. Dann ist es aber gestattet, die Augenform so zu schematisieren, daß sich Grundregeln für die Berechnung der Wandungspunkte aufstellen lassen. Man muß dann allerdings die Grenzen festlegen, von denen an ausreichende Übereinstimmung mit tatsächlichen Verhältnissen sich nicht mehr erzielen läßt. Durch Zusatzberechnungen können innerhalb dieser Grenzen die etwa auftretenden Fehler verringert werden.

Ich lasse die Augenform jeder Ametropie aus der Form des emmetropischen Auges entstehen. Dazu durchschneide ich das emmetropische Auge in der Äquatorialebene in zwei Hälften (Abb. 3 u. 7—9). In der vorderen Hälfte verbleibt das gesamte Linsensystem, der vordere Teil der Augapfelwandung und der gesamte, nach Bedarf verlängerte oder verkürzte Glaskörper. Die einfallenden Lichtstrahlen verlaufen sonach ausschließlich in der vorderen Hälfte.

Die hintere Hälfte wird nur von der in den ursprünglichen Maßen des emmetropischen Auges gewölbten hinteren Augapfelwandung (Netzhaut, Aderhaut, Lederhaut) gebildet, die entsprechend den Berechnungen des Abschnittes 7 an das Achsenende des ametropischen Auges

verlegt wird. Der Mittelpunkt des hinteren Netzhautsphäroids, dessen emmetropischer Radius beibehalten wird, verschiebt sich dann je nach der Ametropie auf der Augapfelachse nach vorn oder hinten, und zwar um den Größenwert der Achsenveränderung, die bei der Ametropie errechnet worden ist.

Ich nenne den Mittelpunkt des Netzhautsphäroids in ursprünglicher emmetropischer Lage den primären Mittelpunkt „ (0_1) “ und den Mittelpunkt des hinteren Netzhautsphäroids in der Lage des ametropischen Auges den sekundären Mittelpunkt „ (0_2) “. Der durch den primären Mittelpunkt hindurchgehende Querdurchmesser ist der primäre Durchmesser, und der durch den sekundären Mittelpunkt hindurchgehende Querdurchmesser ist der sekundäre Durchmesser. Eine Verschiebung des sekundären Mittelpunktes nach vorn, in der Richtung auf die Hornhaut zu, ist eine negative Verschiebung, die Verschiebung des sekundären Mittelpunktes nach hinten zu ist eine positive Verschiebung.

Der Abstand der beiden Mittelpunkte voneinander wird bei Hyperopie, wo eine Achsenverkürzung vorliegt und der sekundäre Mittelpunkt nach vorn zu verschoben ist, ein negativer. Bei Myopie, wo der sekundäre Mittelpunkt nach hinten zu verschoben ist, wird der Abstand der beiden Mittelpunkte voneinander positiv.

Bei Hyperopie überschneiden sich entsprechend der negativen Verschiebung des sekundären Mittelpunktes vorderes und hinteres Netzhautsphäroid gegenseitig. Bei Myopie enden entsprechend der positiven Verschiebung des sekundären Mittelpunktes vorderes und hinteres Netzhautsphäroid in dem Gegenseitigkeitsabstand der beiden Mittelpunkte frei voneinander. Diesen Abstand, der in Wirklichkeit natürlich von einer gewölbten Fläche begrenzt sein würde, fülle ich bei der schematischen Darstellung durch eine zylindrische Fläche aus, die auf der Durchschnittszeichnung eine achsenparallele gerade Verbindungslinie von der Länge des Mittelpunktabstandes ergibt.

Die Äquatorialebenen des schematischen ametropischen Auges liegen in der Mitte zwischen primärem und sekundärem Mittelpunkt. Beim hyperopischen Auge liegt die Äquatorialebene um den halben Achsenveränderungswert vor dem primärem Mittelpunkt, beim myopischen Auge entsprechend hinter dem primären Mittelpunkt.

Der Äquatorialdurchmesser des myopischen Auges erhält bei dieser schematischen Darstellung die Größe des Äquatorialdurchmessers des emmetropischen Auges, da er senkrecht zwischen den beiden achsenparallelen Verbindungsstücken liegt, während der Äquatorialdurchmesser des hyperopischen Auges infolge der Gegenseitigkeitsüberschneidung der Netzhautbögen etwas kleiner ausfällt.

Bei Hyperopien und Myopien geringeren Grades ergibt diese schematische Darstellung nur relativ geringe Abweichungen von der Form

des wirklichen ametropischen Auges, so daß die Meßresultate als Annäherungswerte gelten können. Bei Myopien höheren Grades weicht die tatsächliche Form wesentlicher von der schematischen Darstellung ab. Die Fehler der Meßberechnungen lassen sich aber durch eine Zusatzberechnung, die im Abschnitt 13 und Anhang 8 und 9 besprochen wird, wesentlich verringern und bei einiger Übung auch ohne genaue Durchrechnung ausreichend genau abschätzen. Bei höheren Myopien ändern sich Form und Maße des Augapfels oft so wesentlich, daß eine Annäherung an eine schematische Darstellung und damit Berechnungsmöglichkeit nur mit Hilfe von Zusatzmessungen, die in Abschnitt 13 besprochen werden sollen, herbeigeführt werden kann.

Bei höchstgradigen Myopien geht eine Übereinstimmung mit einer schematischen Darstellungsform meist völlig verloren. Alle Berechnungswerte können daher hier vielfach nur noch als grösste Annäherungswerte gelten; ohne wesentliche Korrekturen würden sie zu gänzlich fehlerhaften Meßwerten führen. Ich habe deshalb die Berechnungen der Abschnitte 10—12 nur bis zu Myopien von 15 D. wiedergegeben. Nur die Berechnungen des Abschnittes 9 sind bis zu Myopien von 30 D. durchgeführt, weil diese Berechnungen von der auseinandergelassenen Augapfelwand nicht so wesentlich beeinflußt werden.

9. Verlauf der Lichtstrahlen im schematischen ametropischen Auge.

Im ametropischen Auge verlaufen die Lichtstrahlen nach den gleichen Regeln wie im emmetropischen Auge. Nur der Treffpunkt auf der Augapfelwand ändert sich je nach der vorliegenden Ametropie. Da die Netzhaut bei der Ametropie nicht in Brennpunktsentfernung liegt, bilden die durch die Pupille hindurchtretenden Strahlen auf dem Hintergrund keinen Brennpunkt, sondern eine Brennfläche. Es muß also hier besonders betont werden, daß wir unter „Lichtstrahl mit einem bestimmten Einfallswinkel ε “ stets den Zentralstrahl des die Brennfläche bildenden Lichtbüschels verstehen. Sofern nicht ein anderer Verlauf besonders hervorgehoben wird, tritt dieser Strahl durch den Mittelpunkt der Pupille hindurch und zielt also bei der Augenspiegelung nach dem Mittelpunkt der scheinbaren Pupille hin.

Die Strahlen mit größerem Einfallswinkel treffen den vorderen Teil der Netzhaut an der gleichen Stelle wie beim emmetropischen Auge. Beim myopischen Auge sind das die Strahlen mit einem Einfallswinkel von 90° — 70° . Beim hyperopischen Auge liegt der untere Grenzwert der Strahlen, die noch den vorderen Netzhautabschnitt treffen, etwas über 70° , da der Äquator hier nach vorn zu verlegt ist.

Die Strahlen mit einem kleineren Einfallswinkel als 70° treffen im myopischen Auge zunächst das achsenparallele Stück. Soweit dieses Verbindungsstück durch den Einfallsstrahl überhaupt getroffen wird,

stimmen die Treffpunkte bei allen Myopien gegenseitig miteinander überein (Berechnung der Treffpunkte s. Anhang 5). Im Bereich des hinteren Netzhautsphäroids fallen die Treffpunkte bei allen Myopien verschieden aus. Die Berechnung des zu jedem Einfallswinkel ε gehörenden sekundären Zentrumswinkels α_2 , der im Bereich des hinteren Netzhautsphäroids die Lage des Treffpunktes in bezug auf den sekundären Mittelpunkt kennzeichnet, ist in Anhang 4 durchgeführt. Dieser sekundäre Zentrumswinkel beginnt sonach bei jeder Myopie am hinteren Ende des achsenparallelen Stückes resp. dem Endpunkt des sekundären Durchmessers.

Bei der Hyperopie, wo der sekundäre Zentrumswinkel ebenfalls nach Anhang 4 zu berechnen ist, schneidet der Äquatorialdurchmesser das hintere Netzhautsphäroid vor dem sekundären Durchmesser. Hier geht also von dem hinteren Netzhautsphäroid ein Stück verloren und der sekundäre Zentrumswinkel reicht nur bis zu dem Äquatorialdurchmesser. In Abb. 3 ist der sekundäre Zentrumswinkel des Äquatorialdurchmessers des hyperopischen Auges dargestellt. Ebenso sind in Abb. 3 die sekundären Zentrumswinkel, die zu dem Einfallswinkel ε bei jeder Refraktionsanomalie gehören, wiedergegeben.

10. Abstand der getroffenen Netzhautpunkte vom hinteren Netzhautpol, gemessen auf der Pigmentepithelschicht des Auges, im schematischen ametropischen Auge.

Im Bereich des hinteren Netzhautsphäroids ergibt sich die Größe des Netzhautbogens aus der Größe des sekundären Zentrumswinkels, der nach Abb. 3 zu dem jedesmaligen Einfallswinkel ($< \varepsilon$) gehört.

Im Bereich des achsenparallelen Stückes läßt sich der Abstand des Treffpunktes vom Ende des sekundären Durchmessers nach Anhang 5 berechnen. Die Größe des halben hinteren Netzhautbogens muß hier zu diesem Wert hinzugerechnet werden, um den Abstand des Treffpunktes vom hinteren Netzhautpol zu finden.

Im Bereich des vorderen Netzhautsphäroids lassen sich die Berechnungsergebnisse, die in Abhandlung I niedergelegt sind, verwenden. Bei Myopien erhöhen sich diese Werte um die Größe des achsenparallelen Stückes; bei Hyperopien verringern sie sich um die Größe des verlorengegangenen Netzhautstückes, das sich aus dem Abstand des Äquatorialpunktes von den primären und sekundären Durchmesserpunkten entsprechend den Werten in Abb. 3 berechnen läßt.

Die Berechnungsergebnisse habe ich in der Isohypsenkurvenzeichnung 4 a niedergelegt. Auf der Reihe der betreffenden Refraktionsanomalie liest man entsprechend dem auf der Grundlinie verzeichneten

Einfallswinkel ε den Abstandswert auf der hindurchgehenden Isohypsenkurve ab. Zwischenwerte müssen interpoliert werden.

Die Werte sind unter Zugrundelegung einer Augachsenlänge des emmetropischen schematischen Auges von 24,26 mm berechnet.

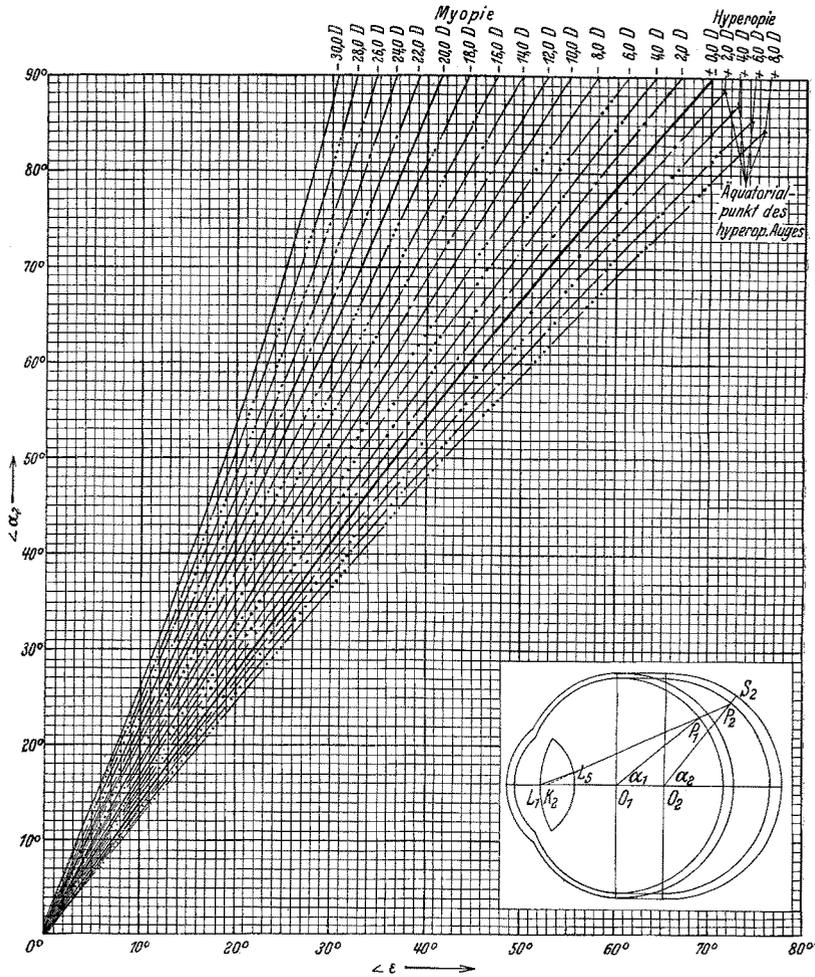


Abb. 3. Sekundärer Zentrumswinkel ($\angle \alpha_2$) bei Refraktionsanomalien.

Bei abweichender Brechkraft des optischen Systems findet die Umrechnung nach den Ausführungen der Abschnitte 2—5 statt, indem man die „mm“-Werte der Abb. 4 durch „n“-Werte ersetzt.

Über die evtl. nötigen Korrekturen infolge Ungenauigkeit des schematischen ametropischen Auges im Bereich des achsenparallelen Stückes sind die Ausführungen des Abschnittes 13 einzusehen.

Meßwerte des Winkelmessers zur
 Lokalisationsaphthalmoskopie.
 (Abstand des auf der Laufschraube
 eingestellten Visierhalters vom
 hinteren Ring.)

Abb. 4 b.-c. Isohyperbolenkurven bei verschiedenen Refraktionsanomalien.

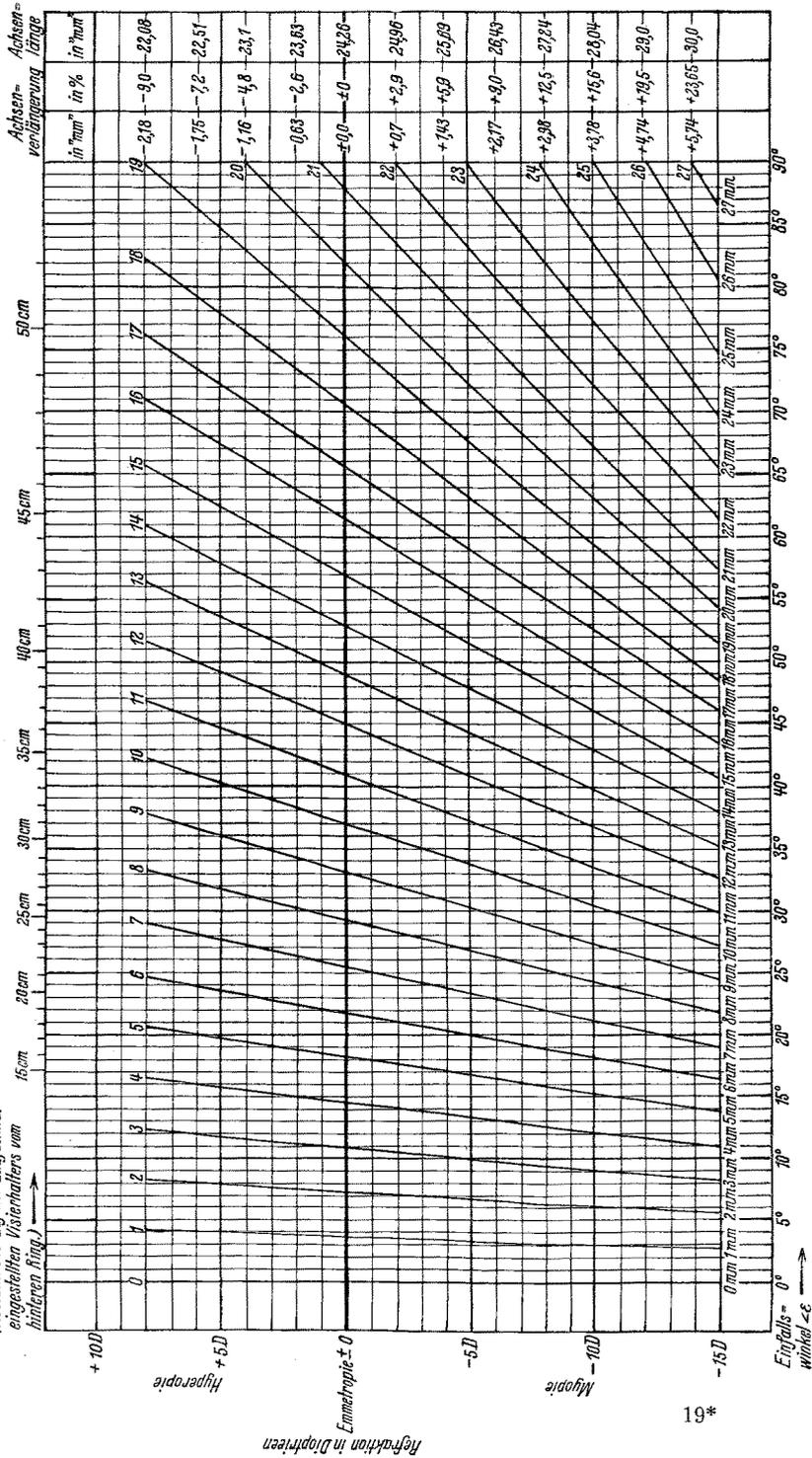


Abb. 4 a. Kurven der Netzhauptpunkte mit gleichem Abstand vom hinteren Netzhautpol. Messung auf der Pigmentepithelschicht der Netzhaut.

11. Abstand der zugehörigen Lederhautpunkte vom Hornhautlimbus, gemessen auf der Lederhautoberfläche, im schematischen ametropischen Auge.

Im Interesse der Vereinfachung habe ich die kleine Ungenauigkeit begangen, daß ich die Netzhautpunkte auf die Lederhautoberfläche nicht vom Augenmittelpunkt aus, sondern von dem jedesmaligen Kurvenmittelpunkt aus projiziert habe. Dann kann die Berechnung des Abstandes der Lederhautpunkte vom Limbus nach den gleichen Grundsätzen — nur in umgekehrter Richtung — erfolgen, wie sie im Abschnitt 10 für die Berechnung des Abstandes der Netzhautpunkte auseinandergesetzt worden sind. Im Bereich des vordern Lederhautbogens stimmen die Werte mit den Meßergebnissen der Abhandlung I überein, während im Bereich des hinteren Lederhautbogens eine Erhöhung dieser Meßergebnisse um die Länge des achsenparallelen Zwischenstückes erfolgen muß.

Die Berechnungsergebnisse sind in der Isohypsenkurvenzeichnung Abb. 4b wiedergegeben. Die Umrechnung in „ n' “-Werte ist in Abschnitt 10 besprochen.

Korrekturen der Werte im Bereich des achsenparallelen Stückes können nach den Ausführungen des Abschnittes 13 vorgenommen werden.

12. Linearer Abstand der zugehörigen Lederhautpunkte vom Hornhautlimbus, gemessen auf der Lederhautsehne, im schematischen ametropischen Auge.

Im vorderen Lederhautabschnitt stimmen die Werte mit den Berechnungsergebnissen der Abhandlung I überein.

Für Treffpunkte, die hinter dem Endpunkt des primären Augapfel-durchmessers liegen (im myopischen Auge also für Werte unter 70° Einfallswinkel) ist besondere Berechnung des Abstandes erforderlich, die in Anhang 6 und 7 durchgeführt ist.

Im Bereich des achsenparallelen Stückes können Korrekturen nach Abschnitt 13 vorgenommen werden.

Im Bereich des hintersten Lederhautabschnittes werden die Werte durch Abweichung der Augapfelgestalt von der schematischen Form besonders stark beeinflußt. Hier lassen sich Abweichungen auch kaum ausgleichen, da dieser Augapfelteil äußeren Messungen schwer zugänglich ist und man sich bei der Darstellung daher auf Angleichungen mit Hilfe von Refraktionsmessungen einzelner Punkte und von Messungen, die in Abschnitt 15 beschrieben werden sollen, beschränken muß. Es mag dann wohl gelingen, eine Annäherungsgestalt dieses Augapfelteiles zeichnerisch wiederzugeben und mit Hilfe des Zirkels eine Ausmessung vorzunehmen. Es ist dabei aber zu bedenken, daß die linearen Ent-

fernungen des hintersten Augapfelabschnittes vom Limbus sich nur sehr langsam ändern und daß besonders bei höheren Myopien die Wandstärke dieses Augapfelteiles starken Schwankungen unterliegt, so daß kleine Ungenauigkeiten in der Messung zu erheblichen Lokalisationsfehlern führen können. Für diesen Abschnitt eignet sich daher besser die Messung auf der Lederhautoberfläche, bei der die Lokalisation durch kleine Messungsfehler weniger stark beeinflusst wird. Dagegen gibt die lineare Messung im vorderen und mittleren Augapfelabschnitt gut verwertbare Resultate, die besonders deswegen wertvoll sind, weil hier die Messung auch am lebenden unverletzten Auge mit dem Zirkel vorgenommen werden kann.

Die linearen Meßwerte sind in der Isohypsenkurvenzeichnung Abb. 4c wiedergegeben. Die Umrechnung in „ n “-Werte erfolgt nach Ausführungen des Abschnittes 10.

In Spalten 1—4 der Abb. 4c sind außerdem die Achsenveränderungen des ametropischen Auges eingetragen.

Nach den Ausführungen von Anhang 2 läßt sich die Lage des Punktes berechnen, in dem die Verlängerung des im Glaskörper verlaufenden Lichtstrahles die Achse schneidet (Abb. 7, *LK*). Ebenso kann der Winkel (η), unter dem dieser Lichtstrahl die Achse schneidet, berechnet werden. Da diese Werte für viele weiteren Berechnungen von Bedeutung sind, habe ich sie in Reihe 2 und 3 der Abb. 4c wiedergegeben. Ebenso ist in Abb. 4c die Lage der Endpunkte des Äquatorialdurchmessers und die Lage des achsenparallelen Stückes (Endpunkte des primären und sekundären Durchmessers) vermerkt.

In Reihe 1 der Abb. 2 und 4 sind die Meßwerte des Winkelmessers zur Lokalisationsophthalmoskopie eingetragen (Abhandlung I), aus denen sich unmittelbar sämtliche, zur Lokalisationsbestimmung nötigen Abstandswerte ablesen lassen.

In Tab. 3 findet sich eine Zusammenstellung der Abstandswerte der Lederhautpunkte vom Hornhautlimbus: a) gemessen auf der Lederhautoberfläche, b) linear gemessen auf der Lederhautsehne.

13. Berichtigungen der Berechnungsfehler, die im ametropischen Auge durch die Schematisierung der Augapfelgestalt herbeigeführt werden.

Wie bereits im Abschnitt 8 besprochen, finden sich besonders im Bereich des achsenparallelen Verbindungsstückes bei Myopien höheren Grades Abweichungen von der schematischen Gestalt. Denn in Wirklichkeit findet sich hier eine gewölbte Augapfelwandung, die auf dem Hauptdurchschnitt eine bogenförmige und keine geradlinige Begrenzungslinie ergibt. Durch diese Formänderung werden die Meßresultate und Ortsbestimmungen der Wandungspunkte etwas beeinflusst. Ich habe darauf verzichtet, diese Änderungen in den Isohypsenkurvenzeichnungen

Tabelle 3. Refraktionsanomalie in Dioptrien.

$\angle \varepsilon$	Myopie							Hyperopie					
	- 14,0	- 12,0	- 10,0	- 8,0	- 6,0	- 4,0	- 2,0	± 0	+ 2,0	+ 4,0	+ 6,0	+ 8,0	
	Abstand in mm („n“-Werten)												
Abstand des zum Einfallswinkel ε gehörenden Lederhautpunktes vom Hornhautlimbus gemessen auf der Lederhautoberfläche	0°	36,3	35,2	34,35	33,42	32,75	32,02	31,40	30,62	30,00	29,35	28,9	28,37
	10°	32,35	31,52	30,75	30,04	29,35	28,72	28,14	27,57	27,05	26,54	26,1	25,68
	20°	28,45	27,75	27,15	26,52	26,0	25,54	25,05	24,56	24,10	23,69	23,3	23,0
	30°	24,55	24,1	23,65	23,26	22,8	22,41	22,05	21,66	21,31	21,0	20,65	20,48
	40°	20,85	20,55	20,28	19,96	19,7	19,45	19,19	18,89	18,7	18,49	18,29	18,11
	50°	16,92	16,92	16,9	16,85	16,75	16,6	16,45	16,24	16,14	16,0	15,89	15,77
	60°	13,8	13,8	13,8	13,8	13,8	13,79	13,75	13,74	13,68	13,65	13,6	13,56
	70°	11,34	11,34	11,34	11,34	11,34	11,34	11,34	11,34	11,34	11,4	11,44	11,45
	80°	9,55	9,55	9,55	9,55	9,55	9,55	9,55	9,55	9,55	9,55	9,55	9,55
	90°	7,9	7,9	7,9	7,9	7,9	7,9	7,9	7,9	7,9	7,9	7,9	7,9
Linearer Abstand des zum Einfallswinkel ε gehörenden Lederhautpunktes vom Hornhautlimbus gemessen auf d. Lederhautfläche	0°	28,09	27,27	26,53	25,65	24,95	24,08	23,5	22,82	21,97	21,38	20,8	20,25
	10°	26,62	25,7	24,9	24,05	23,35	22,65	22,0	21,35	20,8	20,25	19,7	19,24
	20°	24,49	23,93	23,2	22,45	21,85	21,24	20,6	20,04	19,53	19,05	18,54	18,1
	30°	22,31	21,7	21,1	20,52	20,0	19,43	18,95	18,47	18,04	17,56	17,15	16,76
	40°	19,33	19,00	18,66	18,17	17,77	17,41	17,05	16,67	16,31	16,0	15,63	15,33
	50°	15,85	15,79	15,73	15,60	15,45	15,26	15,06	14,8	14,54	14,31	14,07	13,8
	60°	13,00	13,00	13,00	13,00	13,0	12,95	12,9	12,8	12,73	12,6	12,44	12,23
	70°	10,91	10,91	10,91	10,91	10,91	10,91	10,91	10,91	10,9	10,86	10,78	10,68
	80°	9,21	9,21	9,21	9,21	9,21	9,21	9,21	9,21	9,21	9,21	9,21	9,21
	90°	7,53	7,53	7,53	7,53	7,53	7,53	7,53	7,53	7,53	7,53	7,53	7,53

zu berücksichtigen, weil die stark wechselnde Form dann die Aufstellung generell gültiger Werte verhindert hätte.

Man kann bei Messung von verschiedenen Augapfeldurchmessern (Abschnitt 14) die tatsächliche Form des Augapfels annähernd rekonstruieren. Dann kann nach den Berechnungen des Anhangs 8 und 9 ein Fehler in der Messung ziemlich genau richtiggestellt werden.

Da diese Berechnungen für praktische Zwecke aber zu umständlich sind, muß man sich meist damit begnügen, durch geeignete Schätzungsmethoden sich den tatsächlichen Größenwerten möglichst anzunähern.

Wie aus Abb. 9 hervorgeht, weichen die tatsächlichen linearen Abstandswerte ab Limbus von den schematischen Berechnungswerten knapp in dem Verhältnis ab, in dem der Treffpunktdurchmesser des untersuchten Auges (d. i. der Durchmesser des Auges an dem Punkt, wo der Lichtstrahl mit dem Einfallswinkel ε die Wandung trifft) den schematischen Durchmesser übertrifft.

Durch Messung oder Schätzung dieses Durchmessers (die als Zwischenwert zwischen dem meßbaren Äquatorialdurchmesser und dem schematischen Durchmesser = 23,78 n nach Abb. 9 möglich ist) und Erweiterung des Ischyphenkurvenwertes um diesen Prozentsatz

$\left(= \frac{\text{Treffpunktdurchmesser}}{23,78 n} \right)$ erhält man also Abstandswerte ab Limbus, die etwas zu groß sind und daher in geringem Maße verringert werden müssen. Natürlich müssen auch bei dieser Messung alle „mm“-Werte in richtige „n“-Werte umgewandelt werden.

Messungen auf der Lederhautoberfläche können in ähnlicher Weise korrigiert werden.

14. Durchmessermessung des lebenden Auges.

Für die Berechnung des Abschnittes 13 und des Anhangs 8 ist es erforderlich, daß man einzelne Querdurchmesser des Auges an genau

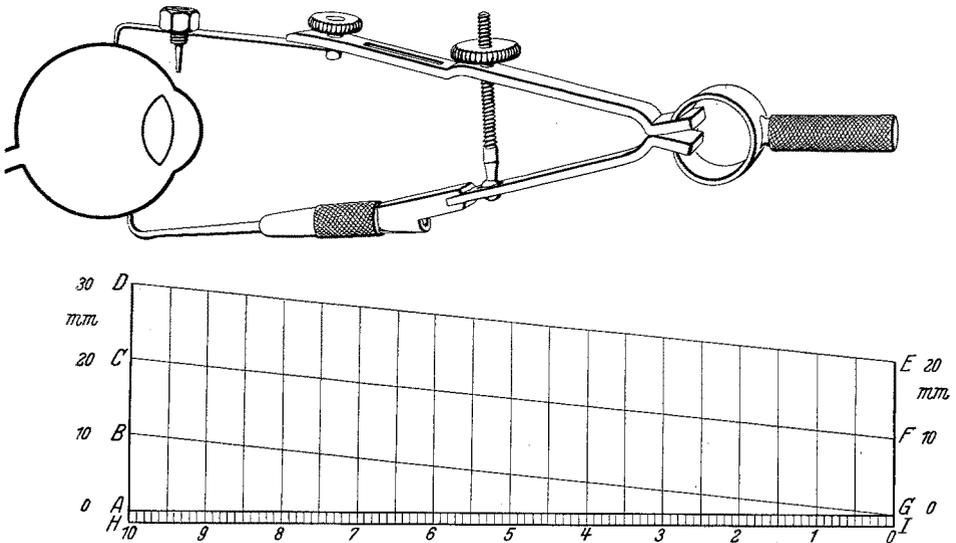


Abb. 5. Durchmesserzirkel mit Meßkala.

bestimmbaren Stellen und womöglich auch den Äquatorialdurchmesser mißt. Berg hat einen Zirkel angegeben, der sich für diese Zwecke gebrauchen läßt. Mit geringeren Unkosten kann man sich aber zu diesem Zweck den bekannten kleinen Meßzirkel, der von den meisten operierenden Augenärzten zur linearen Abstandsmessung am Auge gebraucht wird, zurechtmachen lassen.

Zu diesem Zweck werden in den Zirkel statt der geraden Spitzen zwei hakenförmig gekrümmte Ansätze eingesetzt (Abb. 5). Diese Ansätze kann man über das lebende Auge mindestens bis zum Äquator verschieben und durch entsprechendes Zusammenschrauben des Zirkels dort den Querdurchmesser messen. Auf dem einen Zirkelansatz ist eine verschiebbare Markierungsmarke, die in zwei verschiedenen Größen

hergestellt wird, angebracht, mit deren Hilfe man genau den Abstand der Messung vom Limbus oder vom Hornhautscheitel festlegen kann.

Der Abstand der Zirkelspitzen sowie der Abstand der Markierungsmarke von dem gemessenen Durchmesser wird auf einer dem Instrument beigegebenen Schrägskala abgelesen, mit deren Hilfe man den Abstand mit großer Genauigkeit feststellen kann.

Dieser Zirkel ist auch gut zur genauen Messung des Sagittaldurchmessers des enucleierten Auges zu gebrauchen (Hersteller: Wurach-Berlin).

15. Lagebestimmungen im freien Innenraum des Auges.

Die bisherigen Berechnungen gingen von der Voraussetzung aus, daß der gesuchte Punkt auf der Innenseite der Augapfelwandung lag. In vielen Fällen, wo man von der Ortsbestimmung praktischen Gebrauch machen will, trifft das nicht zu.

Bei der Netzhautablösung will man den Ort des Risses lokalisieren. Dieser liegt meist auf der Höhe der abgelösten und nach dem Glaskörper zu vorgewölbten Netzhaut. Eine Ortsbestimmung dieses Punktes mit Hilfe des Augenspiegelstrahles und Bestimmung des Einfallswinkels führt zu einer fehlerhaften Projektion des Risses auf der Wandung. Hier gibt die alte Methode der Abschätzung seiner Entfernung vom Corpus ciliare oder dem Netzhautpol oft zuverlässigere Resultate. Es ist daher verständlich, daß viele Operateure von der genauen Ortsbestimmung mit Hilfe der Messung des Einfallswinkels und Lageberechnung des Punktes noch keinen Gebrauch machen.

Verschiedentlich sind Versuche unternommen worden, die Lagebestimmung nach Messung und Berechnung des Augenspiegelstrahles, mit dem man den Punkt trifft, auch für Gebilde im Glaskörperraum nutzbar zu machen. *Salzmann* maß die Refraktion des im Glaskörperraum gesehenen Punktes und berechnete danach den Abstand von der theoretischen Netzhaut.

Mit Recht weist aber *Colenbrander* darauf hin, daß sich die Lage der theoretischen Netzhaut nach dem Aufbau des brechenden Systems ändert. Ebenso bemängelt er die Berechnung des Abstandes von der theoretischen Netzhaut nach dem üblichen Meßwert, „1 mm = $\frac{1}{3}$ D.“, der wenigstens für die Peripherie nicht stimmt. Jeder, der solche Refraktionsbestimmungen versucht hat, weiß, wie schwer sich in der Peripherie eine genaue Refraktionsbestimmung durchführen läßt, besonders wenn die brechenden Medien nicht ganz klar sind. Dann versagt oft auch die Refraktionsbestimmung mit Hilfe des aufrechten Bildes, die hier *Colenbrander* statt der Schattenprobe empfiehlt.

Die Lagebestimmung eines im Glaskörper liegenden Punktes gelingt leicht, wenn man zur Lokalisation nicht einen, sondern zwei ausein-

anderliegende Lichtstrahlen desselben Hauptschnittes, die ich „Richtstrahlen“ nennen will, benutzt. Dann liegt der Punkt an der Schnittstelle dieser beiden Richtstrahlen. Natürlich muß dann wenigstens der eine dieser beiden Strahlen ein peripher durch die Pupille hindurchtretender Strahl sein. Dazu ist es erforderlich, den Verlauf von Lichtstrahlen zu berechnen, die in Hauptschnitten durch periphere Pupillenteile hindurchtreten. Diese Berechnung kann nach Anhang 3 ausgeführt werden.

Ich habe den Verlauf der Lichtstrahlen berechnet, die durch die Pupille in einem Abstände von 2 mm und 3 mm von der Pupillenmitte hindurchtreten. Nach den Ausführungen in Abschnitt 2 lassen sich diese Werte in „ n “-Werte umwandeln und damit auch für verschiedenwertige Linsensysteme benutzen. Bei einer „4 n “ resp. „6 n “ weiten Pupille werden diese Strahlen Randstrahlen und lassen sich dann ganz leicht mit dem Augenspiegel verfolgen.

Allerdings muß die vergrößernde Wirkung der Hornhaut, die nach Vogt auf $\frac{13}{12} - \frac{14}{12}$ eingeschätzt werden kann, bei der Beurteilung der Pupillengröße mit berücksichtigt werden.

Über den Einfluß der Kammertiefe auf den Strahlenverlauf s. Abschnitt 16.

Im emmetropischen Auge schneiden sich parallel einfallende Strahlen auf der theoretischen Netzhaut. Einen dort liegenden Punkt erblicken wir also unter gleichem Einfallswinkel, auch wenn wir durch die weitest auseinanderliegenden Punkte der Pupille hindurchspiegeln. Liegt der Punkt aber vor oder hinter der theoretischen Netzhaut, dann besitzen die beiden Richtstrahlen des Punktes nicht den gleichen Einfallswinkel. Die Einfallswinkel der beiden Richtstrahlen des Punktes, unter denen der Punkt beim Augenspiegeln durch zwei auseinanderliegende Stellen desselben Hauptschnittes auftaucht, können wir messen und den Punkt damit lokalisieren.

In diesem Fall erblicken wir auch beim Spiegeln ohne Augenspiegel-linse ein deutliches Bild des Punktes, wodurch die Untersuchung, bei der eine Augenspiegel-linse natürlich nicht benutzt werden darf, sehr erleichtert wird.

Die Methode läßt sich am einfachsten in der Form durchführen, daß man den festzustellenden Punkt durch die erweiterte Pupille spiegelt. Man stellt dabei fest, unter welchem Einfallswinkel der Punkt in seinem Hauptschnitt an dem einen Rande der Pupille, deren Größe vorher gemessen worden ist, auftaucht und am entgegengesetzten Rande verschwindet. Mit dem Winkelmesser zur Lokalisationsophthalmoskopie lassen sich diese Winkel ganz leicht messen.

Diese beiden Richtstrahlen werden nun in ein Durchschnittsschema des Auges eingezeichnet (Abb. 6, II). Das kann ganz leicht mit Hilfe

einer hintergelegten (von hinten beleuchteten) Schablone erfolgen, die den Glaskörperverlauf der exzentrisch durch die Pupille hindurchtretenden Lichtstrahlen bei bestimmtem Einfallswinkel darstellt (Abb. 6, I).

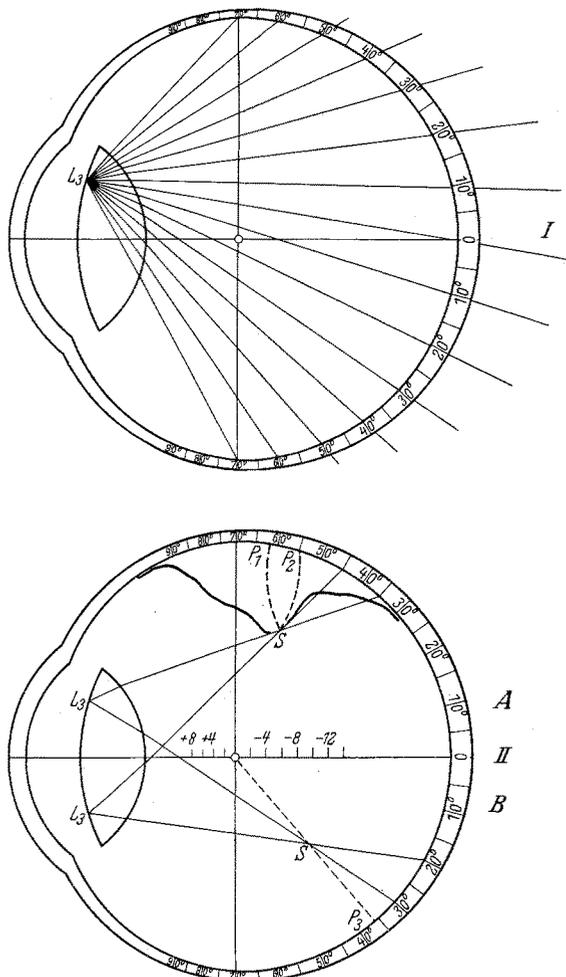


Abb. 6. Strahlenverlauf durch den Randteil einer 6 mm weiten Pupille.

Solche Schablonen lassen sich nach den vorherigen Ausführungen für verschiedene Pupillengrößen herstellen, so daß man bei jeder Pupillengröße die zutreffenden Richtstrahlen in das Schema übertragen kann. An der Schnittstelle der Richtstrahlen liegt der Punkt. Wie in Abb. 6 II dargestellt, kann dieser Punkt vom Mittelpunkt aus oder mit Hilfe einer Zirkelmethode, wie sie ähnlich auch *Colenbrander* benutzt hat,

auf die Augapfelwandung projiziert werden. Auf der graduierten Wandung liest man die Lage der Projektionsstelle ab. Als Graduierungsmaßstab lassen sich „ n “-Werte benutzen. Besser eignen sich zur Wandgraduierung nach meinen Erfahrungen die Treffpunktstellen der Einfallswinkel, da dann die gleiche Wandgraduierung für verschiedene Meßmethoden zu verwenden ist. Allerdings muß man dann nach Abschnitt 6 den Abstand in Längenmaßwerte umrechnen.

Diese Messung läßt sich auch im ametropischen Auge ausführen. Hier benutzt man ein Durchschnittsschema, welches der entsprechenden Ametropie entspricht. Ein solches Schema läßt sich aus dem Schema des emmetropischen Auges selbst herstellen, wenn man den hinteren Netzhaut- oder Lederhautkreis entsprechend der Achsenveränderung verlegt (Abb. 4c, Kolonne 3). Das kann mit einem Zirkel ausgeführt werden, wenn die Lage der sekundären Mittelpunkte bekannt ist, die zu diesem Zweck auf der Achse des Schemas angegeben ist.

Zur Einteilung der Wandung kann eine Schablone benutzt werden, die den verlängerten Verlauf der durch die Pupillenmitte hindurchtretenden Lichtstrahlen darstellt.

Die Umrechnung der gefundenen Werte in Entfernungswerte erfolgt nach Abschnitt 10—12.

In vielen Fällen wird statt der genauen Lageberechnung eine Ausmessung der Lage des Wandpunktes mit dem Zirkel und Umrechnung des Maßes entsprechend der Vergrößerung des benutzten Schemas genügen. Eine Wandeinteilung mit Hilfe der letztgenannten Schablone wird dabei entbehrlich.

Die Entfernung der im Augeninnern liegenden Punkte von der Augapfelwandung oder von anderen Stellen des Auges läßt sich in gleicher Weise mit dem Zirkel ausmessen.

Geformte Gebilde, die im Augeninnern liegen, wie ein Tumor, ein Absceß, eine Netzhautablösung, lassen sich mit Richtstrahlen abtasten; die Übertragung dieser Richtstrahlen in das Schema gestattet es, wichtige Grenzen eines solchen Gebildes festzulegen, so daß es möglich wird, eine mit der Wirklichkeit recht gut übereinstimmende Durchschnittszeichnung zu entwerfen. Vor allem ermöglicht die genaue Grenzfestlegung einen Vergleich mit späteren Untersuchungsergebnissen und erleichtert die Beurteilung eingetretener Veränderungen.

Auch Wandungspunkte des ametropischen Auges können als Schnittpunkte zweier Richtstrahlen lokalisiert werden. Durch Wiederholung solcher Messungen an verschiedenen Stellen des ametropischen Auges läßt sich die Form des hinteren Augapfelabschnittes richtiger gestalten, so daß etwaige wesentliche Abweichungen von der schematischen Gestalt erkannt werden können. Während die Berechnungen der Abschnitte 10—12 im hinteren Teil des ametropischen Auges wegen der

stark wechselnden Gestalt bei höheren Myopien etwas unsicher blieben, lassen sich jetzt auch hier Berichtigungen vornehmen.

In Verbindung mit der Spaltlampe können die Richtstrahlen zu Lokalisationszwecken im vorderen Augapfelabschnitt benutzt werden, wenn man die Spaltlampe mit einer Einrichtung versieht, um die Winkelstellung des Armes zur Augapfelachse ablesen zu können, und mit Hilfe eines Meßokulares nach *Vogtschem* Vorgange die Eintrittsstelle des Lichtstrahles in die Linse genau festlegt.

Die Schablonen können auch in Größen, die mit tatsächlichen Augapfeldurchschnitten übereinstimmen, hergestellt werden und dann gut zur Orientierung in pathologisch-anatomischen Präparaten benutzt werden.

16. Grenzen.

Hartinger sagt: „Eine exakte trigonometrische Durchbrechung eines Strahles durch die Hornhaut und die Krystalllinse — wie sie von *Gullstrand* versucht worden ist — läßt sich praktisch nicht durchführen.“

Die von mir und anderen im schematischen Auge vorgenommene Berechnung des Verlaufes von Lichtstrahlen gründet sich auf eine Vereinfachung der mathematischen Konstanten des Auges, die mit der Wirklichkeit nicht ganz parallel geht. Die Nichtberücksichtigung der komplizierten Form der brechenden Flächen, wie besonders der Radiusänderung der Hornhautperipherie und der asphärischen Gestalt der Linsenflächen, der ungleichen Krümmung von vorderer und hinterer Hornhautfläche, der gegenseitigen Abweichung der optischen Achsen von Hornhaut und Linse und der Abweichung dieser Achsen von der geometrischen Achse des Auges, des wechselnden Brechungsindex in den einzelnen Linsenschichten u. a. führt zu geringen Berechnungsfehlern.

Die unzureichende Benutzung der komplizierten *Gauss'schen* Formeln, besonders bei der Berechnung schiefer Bündel, wie sie infolge der Dezentrierung der brechenden Flächen selbst in Hauptschnitten auftreten, ergibt Ungenauigkeiten. Selbst die benutzten optischen Konstanten sind vielfach nicht als zuverlässig anzusehen, da die Angaben der einzelnen Autoren über ihre Größe oft sehr voneinander abweichen. Schließlich kommen in den Größenverhältnissen und in dem Aufbau des Augapfels derartige Unterschiede vor, daß es als unmöglich anzusehen ist, Werte von allgemeiner Gültigkeit zu ermitteln.

Alle unsere Lokalisationsberechnungen können daher nur zu Annäherungswerten führen.

In Abschnitt 3 habe ich die Berechnungsfehler, die durch die unvollkommene Korrelation der einzelnen Teile des optischen Systems zustande kommen, zu begrenzen versucht. Nach den vorliegenden Untersuchungsreihen werden offenbar bei der großen Mehrheit der Fälle wenige Prozent Fehler nicht überschritten. Nur muß zugegeben werden,

daß vereinzelte Fälle vorkommen, bei denen durch abnorm starke Brechkraft der Linse die Brennweite des Systems erheblich verkürzt oder vielleicht auch verlängert wird.

Es ist sicher möglich, die Berechnungen genauer zu gestalten. Das gilt besonders betreffs Berücksichtigung der verschiedenartigen Hornhautwölbung, die ein schief gestelltes Rotationsellipsoid ist. Die verschiedenartige Kammertiefe ist bereits von *Salzmann* und *Colenbrander* in eingehenden Berechnungen berücksichtigt worden. Besonders die Richtung von Strahlen mit großem Einfallswinkel wird von verschiedener Kammertiefe wesentlich beeinflußt. Nach den Berechnungen *Colenbranders* kann sich der Treffpunkt des Lichtstrahls auf der Augenhaut dadurch um mehrere Bruchteile von Millimeter verschieben. Ich habe in meinen Berechnungen verschiedene Kammertiefen vorläufig nicht mit berücksichtigt. Es erscheint aber zweckmäßig, sich nach den *Colenbranderschen* Angaben zu richten, nach denen der Abstand eines Lederhautpunktes vom Hornhautlimbus bei abnorm tiefer Kammer etwas höher, bei abnorm flacher Kammer etwas geringer anzunehmen ist, als wie den Durchschnittsmaßen der Isohypsenkurvenzeichnung Abb. 4 c entspricht.

Auf die Ungenauigkeiten, die durch die stark wechselnde Form des hochgradig myopischen Auges bedingt sind, und auf Möglichkeiten, die Ausmessungen auch dieses Auges zu verbessern, ist in den Abschnitten 8 und 13—15 hingewiesen.

Bei astigmatischen Augen können die Berechnungsergebnisse der Abb. 4 benutzt werden, wenn man in dem Hauptschnitt, in dem die Lokalisationsbestimmung vorgenommen werden soll, Hornhautradius und Refraktion mißt. Allerdings wird nach *Hartinger* der Zielstrahl in diesen Fällen aus der Meridianebene abgelenkt, so daß Meridianfehler in Betracht kommen.

17. Zusammenfassung.

1. Meßentfernungen auf der Augapfelwandung ändern sich mit der Größe des Augapfels. Lokalisationsberechnungen haben daher zunächst nur für Augen von Größe und Form des schematischen Auges Gültigkeit, in dem die Berechnung durchgeführt worden ist.

2. Die Berechnungswerte des schematischen Auges lassen sich auch für andere Augapfelgrößen benutzen, wenn sie — statt in „mm“ — in einem veränderlichen Grundwert „n“ ausgedrückt werden.

3. Die Größe des Grundwertes „n“ wird durch die Gleichung bestimmt: $1 n = \frac{u}{100} \text{ mm}$. „u“ bedeutet die Prozentzahl, in der die Größe des untersuchten Auges zur Größe des schematischen Auges steht.

4. Zum Vergleich der Größen zweier emmetropischer Augen dienen am besten die Brennweiten ihres gesamten brechenden Systems. Statt

dessen kann man auch die Sagittalachsen benutzen, die besonders in enucleierten Augen leichter meßbar sind. In lebenden Augen darf in Fällen, wo die Brechkraft des gesamten Linsensystems nicht berechnet werden kann, der Hornhautradius zum Vergleich verwendet werden, da meistens die Brechkraft der Linse der Hornhautbrechkraft annähernd parallel geht. Dann muß mit Berechnungsfehlern von einigen Prozent gerechnet werden, die nach den bisher vorliegenden Zusammenstellungen 3% (bis höchstens 6%) bei der großen Mehrzahl aller Augen nicht zu übersteigen scheinen. In Ausnahmefällen kommen Linsen mit relativ wesentlich höherer Brechkraft vor. Verschiedene Kammertiefe kann durch Messung und Berechnung berücksichtigt werden.

5. Die Entfernungen von Netzhaut- und Lederhautpunkten lassen sich am besten auf Isohypsenkurventafeln ablesen, in denen bei verschiedenen Augapfelgrößen die zu jedem Einfallswinkel gehörenden Abstandswerte zusammengestellt sind.

6. Im ametropischen Auge können bei grober Schematisierung der Augapfelform die Abstandswerte ebenfalls berechnet werden und als Annäherungswerte zur Lagefeststellung der Netzhaut- und Lederhautpunkte dienen. Bei stärkerer Myopie sind wegen abweichender Form des Augapfels oft Berichtigungen der Werte erforderlich. Hierzu ist Messung verschiedener Querdurchmesser des Augapfels mit einem Durchmesserzirkel nötig.

7. Auch im ametropischen Auge kann der verschiedenen Brechkraft des Linsensystems durch Benutzung der Grundwerte „ n “ und „ u “ Rechnung getragen werden.

8. Auch für das ametropische Auge lassen sich Isohypsenkurventafeln herstellen.

9. Die Lokalisierung von Punkten im Glaskörperraum gelingt leicht mit Hilfe von zwei Richtstrahlen, auf denen der Punkt durch zwei möglichst weit auseinander liegende Pupillenstellen desselben Hauptschnittes anvisiert wird. Die gemessenen Richtstrahlen können mit Hilfe von Schablonen in ein Durchschnittschema des Auges eingezeichnet werden. In diesem Schema kann der Abstand des Schnittpunktes der Richtstrahlen von der Augapfelwandung und die Lage seiner Projektionsstelle auf der Wandung gemessen und berechnet werden.

Auch geformte Gebilde kann man mit Richtstrahlen abtasten und danach Zeichnungen anfertigen, die einen guten Vergleich mit späteren Befunden ermöglichen.

Anhang I (Abb. 7—9).

Grundwerte nach Hess und daraus berechenbare Werte.

Brechungsindices: Linse Zentrum (m) = 1,4331, Peripherie (m_1) = 1,40472.
 Glaskörper (n) = 1,3365, Kammerwasser (p) = 1,3365, Hornhaut (g) = 1,377.
 M_1 = Mittelpunkt der hinteren Linsenfläche. M_2 = Mittelpunkt der vorderen

Linsenfläche. M_2 = Mittelpunkt der vorderen und hinteren Hornhautfläche. O_1 = primärer Netzhautmittelpunkt. O_2 = sekundärer Netzhautmittelpunkt. H_p = 1. Hauptpunkt (nicht eingezeichnet). $H_1H_p = 1,753$ mm. Voraussetzung: $L_3W_3 = 3,0$ mm, $H_1L_1 = 3,6$ mm, $H_1M_1 = 1,2$ mm, $H_1M_2 = H_2M_2 = 7,829$ mm, $H_1O_1 = 11,77$ mm, $H_1P_1 = 23,16$ mm. $H_1S_1 = 24,26$ mm, $H_3M_2 = H_4M_2 = 6,929$ mm, $H_7L_1 = 0,9$ mm, $H_7O_1 = 9,07$ mm, $L_1O_1 = 8,17$ mm, $M_1L_1 = 2,4$ mm, $M_1L_2 = M_1L_4 = M_1L_6 = 6,0$ mm, $M_1L_3 = 4,145$ mm, $M_1M_2 = 6,629$ mm, $M_1M_3 = 12,4$ mm, $M_1O_1 = 10,75$ mm, $M_1W_3 = 2,8606$ mm, $M_2H_p = 6,076$ mm, $M_2L_1 = 4,229$ mm, $M_2L_3 = 4,8171$ mm, $M_2W_3 = 3,7688$ mm, $M_3W_3 = 9,5394$ mm, $O_1P_1 = O_1P_2 = O_1P_3 = O_1P_6 = O_5P_5 = O_2P_8 = O_2F_2 = 11,39$ mm, $O_2S_4 = 11,89$ mm, $O_2S_8 = 11,89 - 12,49$ mm, $P_1S_1 = 1,1$ mm, $P_8S_8 = 0,5 - 1,1$ mm, $S_4S_4 = 23,78$ mm, $S_7H_7 = 5,95$ mm.

$$\begin{array}{l|l} \angle \omega_2 = 43^\circ 38' 16'' , & \angle \xi + \angle \chi = 46^\circ 21' 44'' , \\ \angle \omega_3 = 51^\circ 28' 48,25'' , & \angle L_3M_2W_3 = 38^\circ 31' 11,75'' . \\ \angle \omega_4 = 21^\circ 3' 44,75'' , & \end{array}$$

In den folgenden Berechnungen sind die hier festgestellten Werte mit „*“ versehen.

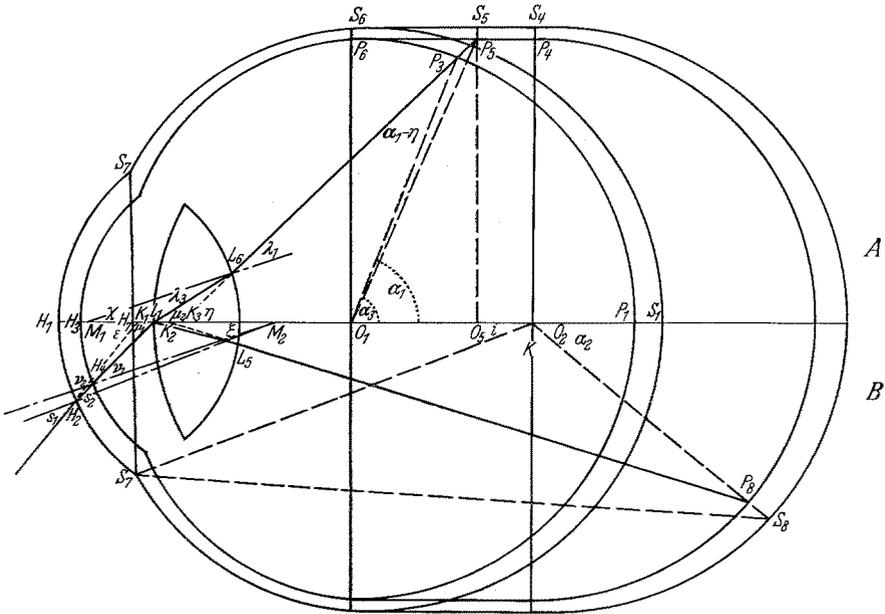


Abb. 7.

Anhang 2 (Abb. 7).

Berechnung des Verlaufes eines durch die Pupillenmitte gehenden Lichtstrahles mit Einfallswinkel ε .

Von der Pupillenmitte ausgehend wird der Lichtstrahl mit dem Winkel $\angle \mu_2 = x^\circ$ dingwärts und bildwärts verfolgt. Bei kurvenmäßiger Zeichnung läßt sich der zu jedem Einfallswinkel ε gehörende Zentrumswinkel α_1 feststellen.

- a) 1. $\sin \lambda_2 = \frac{M_1 L_1^*}{M_1 L_6^*} \cdot \sin(2R - \mu_2)$.
 2. $\sin \lambda_1 = \frac{m_1^*}{n^*} \cdot \sin \lambda_2$.
 3. $\angle \chi = \angle \mu_2 - \angle \lambda_2$.
 4. $\angle \eta = \angle \chi + \angle M_1 L_6 K_3$
 $= \angle \chi + \angle \lambda_1$.
 5. $M_1 K_3 = M_1 L_6^* \cdot \frac{\sin \lambda_1}{\sin(2R - \eta)}$.
 6. $L_1 K_3 = M_1 K_3 - M_1 L_1^*$.
 7. $K_3 O_1 = M_1 O_1^* - M_1 K_3$ (ebenso
 $K_2 O_1$ berechenbar).
 8. $\sin(\alpha_1 - \eta) = \sin \eta \frac{K_3 O_1}{O_1 P_3^*}$.
 9. $\angle \alpha_1 = \angle(\alpha_1 - \eta) + \angle \eta$.
- b) 10. $\sin \mu_1 = \frac{m^*}{p^*} \cdot \sin \mu_2$.
 11. $\sin \nu_1 = \sin(2R - \mu_1) \cdot \frac{L_1 M_2^*}{H_4 M_2^*}$.
 12. $\angle \xi = \angle \mu_1 - \angle \nu_1$.
 13. $\sin \nu_2 = \frac{p^*}{q^*} \sin \nu_1$.
 14. $\sin \varsigma_2 = \sin(2R - \nu_2) \cdot \frac{H_4 M_2^*}{H_2 M_2^*}$.
 15. $\angle H_4 M_2 H_2 = \angle \nu_2 - \angle \varsigma_2$.
 16. $\angle L_1 M_2 H_2 = \angle \xi + \angle H_4 M_2 H_2$.
 17. $\sin \varsigma_1 = q^* \cdot \varsigma_2$.
 18. $\angle \varepsilon = \angle L_1 M_2 H_2 + \angle K_1 H_2 M_2$
 $= \angle L_1 M_2 H_2 + \angle \varsigma_1$.

Anhang 3 (Abb. 8 A).

Achsenveränderung bei Refraktionsanomalien ($P_1 F_2$).

Berechnung des Verlaufes eines Lichtstrahles, der durch den Rand einer 6 mm weiten Pupille hindurchtritt. Brechungsindex der Linse (m_1): 1,40472.

$\angle \mu_2 = x^0$ (x^0 liegt zwischen $13^\circ 19' 36,2''$ und $9^\circ 31' 24,5''$).

- a) 1. $\angle \vartheta = 2R - \angle(\omega_2^* + \omega_3^* + \omega_4^*)$.
 2. $\sin \lambda_2 = \frac{M_1 L_3^*}{M_1 L_4^*} \cdot \sin \vartheta$.
 3. $\sin \lambda_1 = \frac{m_1^*}{n^*} \cdot \sin \lambda_2$.
 4. $\angle \zeta = \angle \vartheta - \lambda_2$.
 5. $\angle \chi = \angle(\zeta + \chi)^* - \angle \zeta$.
 6. $L_4 W_4 = M_1 L_4^* \cdot \sin \chi$.
 7. $M_1 W_4 = M_1 L_4^* \cdot \cos \chi$.
 8. $W_4 O_1 = M_1 O_1^* - M_1 W_4$.
 9. $\operatorname{tg} \varrho = \frac{L_4 W_4}{W_4 O_1}$.
 10. $\angle \varphi = \angle \chi^* + \angle \varrho \angle \lambda_1$.
 11. $O_1 L_4 = \frac{W_4 O_1}{\cos \varrho}$.
 12. $\sin \pi = \frac{O_1 L_4}{O_1 P_2^*} \cdot \sin \varphi$.
 13. $\angle \alpha = \angle \varphi + \angle \pi - \angle \varrho$.
 14. $\angle \tau_2 = 90^\circ - \angle \varrho$.
 15. $W_4 F_2 = L_4 W_4 \cdot \operatorname{tg} \angle(\tau_2 + \varphi)$.
 16. $P_1 F_2 = W_4 F_2 - (W_4 O_1 + O_1 P_1^*)$.
 17. $P_2 W_5 = O_1 P_2^* \cdot \sin \alpha$.
- b) 18. $\sin \mu_1 = \frac{m_1^*}{p^*} \cdot \sin \mu_2$.
 19. $\sin \nu_1 = \frac{M_2 L_3^*}{H_4 M_2^*} \cdot \sin(\omega_4^* + \mu_1)$.
 20. $\sin \nu_2 = \frac{p^*}{q^*} \cdot \sin \nu_1$.
 21. $\sin \varsigma_2 = \sin \nu_2 \cdot \frac{H_4 M_2^*}{H_2 M_2^*}$.
 22. $\sin \varsigma_1 = q^* \sin \varsigma_2$.
 23. $\angle L_3 M_2 H_4$
 $= \angle(\omega_4^* + \mu_1) - \angle \nu_1$.
 24. $\angle H_4 M_2 H_2 = \angle \nu_2 - \angle \varsigma_2$.
 25. $\angle H_2 M_2 W_1 = \angle L_3 M_2 W_3^*$
 $- (\angle L_3 M_2 H_4 + \angle H_4 M_2 H_2)$.
 26. $H_2 W_1 = H_2 M_2^* \cdot \sin \angle H_2 M_2 W_1$.
 27. $\angle \varepsilon = \angle \varsigma_1 - \angle H_2 M_2 W_1$.
 28. $W_1 F_1 = H_2 W_1 \cdot \cot \varepsilon$.
 29. $M_2 W_1 = H_2 M_2 \cdot \cos \angle H_2 M_2 W_1$.
 30. $M_2 F_1 = W_1 F_1 + M_2 W_1$.
 31. $H p F_1 = M_2 F_1 - M_2 H p^*$.
 32. Hauptpunktametropie
 $= \frac{1000 \text{ mm}}{H p F_1} D$.

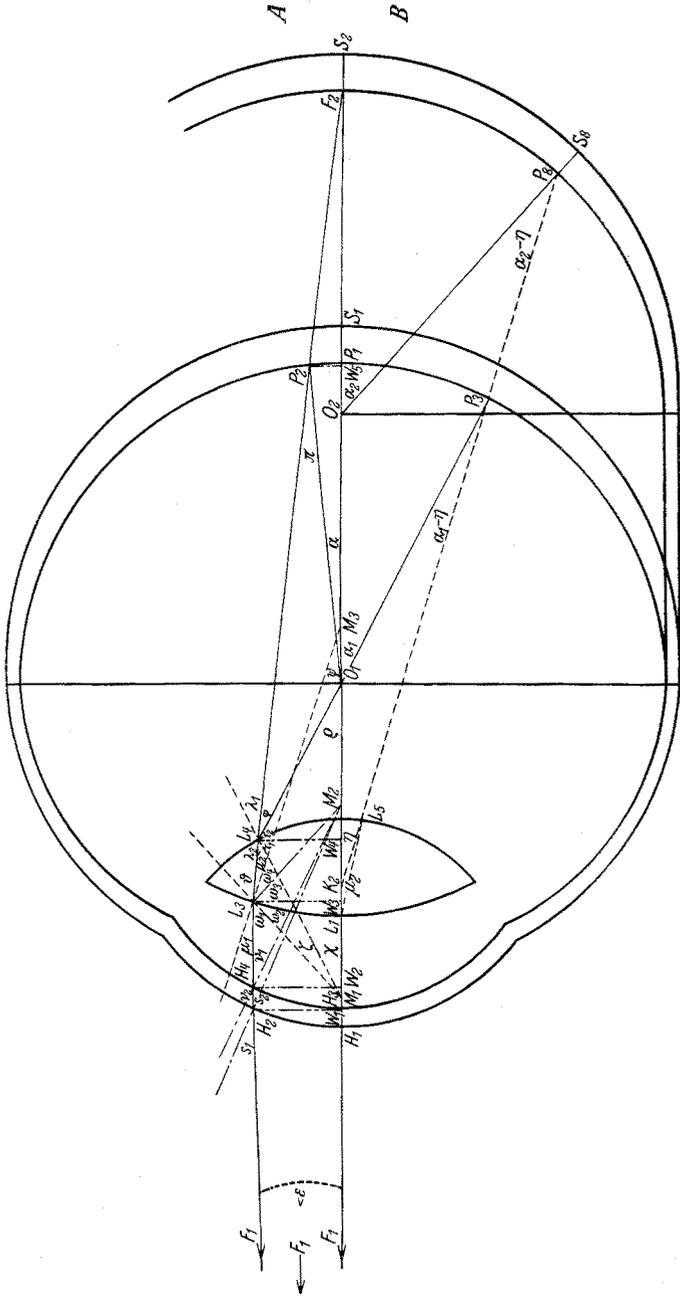


Abb. 8.

Gemessen wird: 1. Der Äquatorialdurchmesser $S_{10}S_{10}$, 2. ein anderer Durchmesser $S_{11}S_{11}$, 3. der Abstand $S_{10}S_{11} = P_{10}P_{11}$. (Der geringe Unterschied zwischen $S_{10}S_{11}$ und $P_{10}P_{11}$ sowie zwischen $S_{10}P_{10}$ und $S_{11}P_{11}$ kann vernachlässigt werden.) L_1K_2 s. Abb. 4 C, Reihe 3. $\angle \eta$ s. Abb. 4 c, Reihe 2.

a) 1. $P_{10}T_{10} = \frac{S_{10}S_{10} - S_{11}S_{11}}{2}$. 2. $UP_{10} = \frac{P_{10}P_{11}}{2}$. 3. $V_{10}P_{10} = UP_{10} \frac{P_{10}P_{11}}{P_{10}T_{10}}$.

4. $O_{10}V_{10} = O_{10}S_{10} - P_{10}S_{10} - V_{10}P_{10} = \frac{S_{10}S_{10}}{2} - P_{10}S_{10} - V_{10}P_{10}$.

(NB. Wenn die Messung des Äquatorialdurchmessers nicht möglich ist, genügt die Messung von 2 beliebigen Durchmessern. Dann müssen aber die Gegenseitigkeitsabstände eines 3. Punktes der Oberfläche von den Endpunkten der beiden Durchmesser gemessen werden.)

b) 1. $K_2O_{10} = L_1O_1^* + \frac{O_1O_2}{2} - L_1K_2$. 2. $V_2V_{10} = K_2O_{10} - O_{10}V_{10} \cdot \cot \eta_2$.

3. $\sin V_{10}P_9V_2 = \sin \eta_2 \frac{V_2V_{10}}{V_{10}P_9}$. 4. $\angle V_9V_{10}P_9 = \angle V_{10}P_9V_2 + \angle \eta_2$.

5. $V_9P_9 = V_{10}P_9 \cdot \sin \angle V_9V_{10}P_9$. 6. $P_9O_9 = V_9P_9 + V_{10}O_{10}$.

7. $S_9S_9 = 2 P_9O_9 + 2 S_9P_9$.

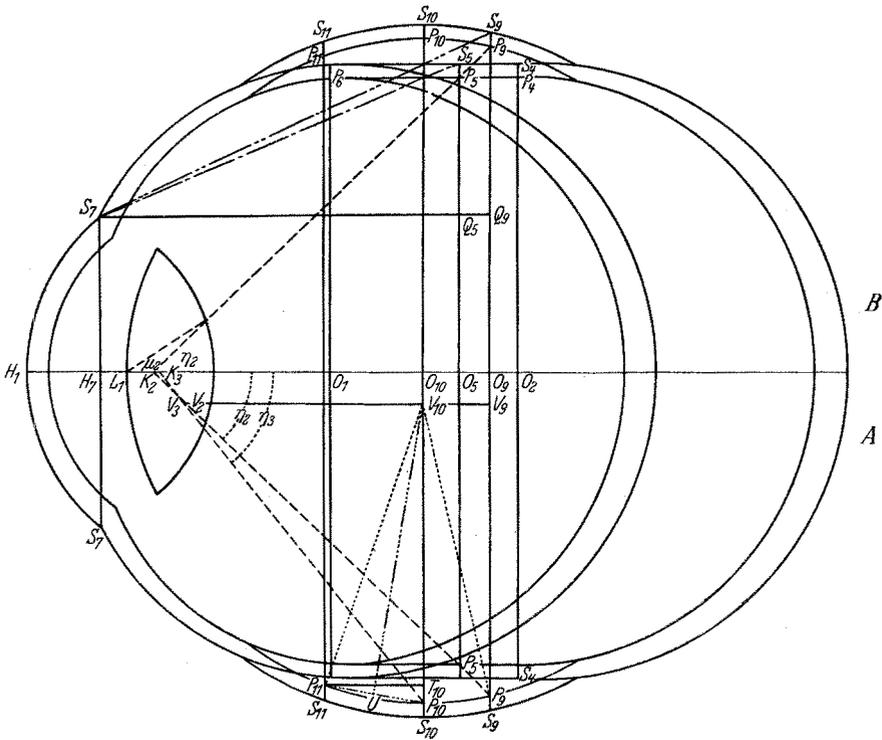


Abb. 9.

Anhang 9 (Abb. 9 B).

Fehlerausgleichung im Bereich des achsenparallelen Verbindungsstückes. Berechnung des linearen Abstandes des Lederhautpunktes vom Hornhautlimbus bei gewölbter statt gerader Wandung (S_7S_9).

$S_9S_9 (P_9P_9)$ s. Anhang 8. L_1K_2 s. Abb. 4 c Reihe 3.

$$1. K_2O_9 = \frac{P_9P_9}{2} \cdot \cot \eta_2. \quad 2. H_7O_9 = K_2O_9 + L_1K_2 + L_1H_7^*.$$

$$3. S_7Q_9 = H_7O_9. \quad 4. S_9Q_9 = \frac{S_9S_9}{2} - S_7H_7^*.$$

$$5. S_7S_9 = \sqrt{S_9Q_9^2 + S_7Q_9^2}.$$

NB. Im Interesse der Deutlichkeit ist in den Abb. 7—9 die Lage der Punkte: K_2 , K_3 , L_5 und L_6 fehlerhaft eingezeichnet worden. Die richtige Lage dieser Punkte ist aus der Isohypsenkurvenzeichnung 4 c Reihe 3 zu ersehen.

Literaturverzeichnis.

Berg, Fr., Graefes Arch. **127**, 606 (1931). — Betsch, A., Klin. Mbl. Augenheilk. **82**, 365 (1929). — Bjerke, K., Graefes Arch. **53**, 511 (1902); **55** (1903). — Colenbrander, M. C., Graefes Arch. **126**, 424 (1931); **128**, 80 (1932). — Czellitzer, Klin. Mbl. Augenheilk. **79**, 201 (1927). — Eisler, P., Kurzes Handbuch der Ophthalmologie **1**, 24. — Erggelet, H., Kurzes Handbuch der Ophthalmologie **2**. — Gullstrand, A., Handbuch der physiologischen Optik von H. v. Helmholtz. 3. Aufl., **1**. — Hartinger, Vereinigung mitteldeutscher Augenärzte in Leipzig. Klin. Mbl. Augenheilk. **86**, 388 (1931). — Hess, C., Handbuch der Augenheilkunde. 2. Aufl., **8**. — Lindner, Graefes Arch. **123**, 233 (1929). — Lo Cascio, Ann. Ottalm. **50**, 314 (1922). — Paul, L., Klin. Mbl. Augenheilk. **89**, 730 (1932). — Rosengren, B., Acta ophthalm. (Københ.) **10**, 253 (1932). — Salzmann, M., Graefes Arch. **123** (1929). — Schnabel u. Herrheiser, zit. bei Erggelet, Kurzes Handbuch der Ophthalmologie **2**, 601. — Steiger, Die Entstehung der sphärischen Refraktion des menschlichen Auges. 1913. — Tron, E., Graefes Arch. **124**, 544 (1930). — Vogt, A., Atlas der Spaltlampenmikroskopie. Berlin 1921, 4 u. 5. — Waardenburg, P. J., Klin. Mbl. Augenheilk. **85**, 169 (1930). — Wagner, H., Graefes Arch. **127**, 103 (1931). — Wibaut, F., Arch. Augenheilk. **105**, 209 (1932). — Graefes Arch. **116**, 596 (1926). — Zeeman, P. C., Graefes Arch. **78**, 93 (1911).