

Beiträge zur Lokalisationsophthalmoskopie V.

Untersuchungen über die Form und Größe des Auges und über die Entstehung von Refraktionsanomalien unter Benutzung der prozentualen Berechnung.

Von

Dr. med. Ludwig Paul, Augenarzt in Lüneburg.

Mit 16 Textabbildungen.

A. Einleitung.

In den Beiträgen IV wies ich darauf hin, daß bei der Untersuchung von Größe und Form des Augapfels die Anwendung verschiedener Maßsysteme, wie des „Millimeter“-Maßes bei der Ausmessung von Längenwerten, des „Dioptrien“-Maßes bei der Ausmessung von Brechkraftwerten, mit mancherlei Nachteilen verbunden ist. Allerdings kann man zwei verschiedene Untersuchungsreihen miteinander vergleichen, selbst wenn die zur Ausmessung der Einzelwerte benötigten Grundmaße nicht miteinander übereinstimmen. So hat man zwischen Achsenlängenwerten („Millimeter“-Maße) und Brechkraftwerten der Hornhaut („Dioptrien“-Maße) Korrelationstabellen aufgestellt und Korrelationskoeffizienten berechnet. Aber sobald bei den Vergleichsberechnungen weitere großenbeeinflussende Richtungswerte, wie Refraktionsanomalien, mitberücksichtigt werden sollen, oder sobald die Einzelgrößen durch Besonderheiten, wie verschiedenes Alter, verschiedenes Geschlecht, beeinflußt werden, stellen sich Schwierigkeiten ein.

In den Beiträgen IV beschrieb ich deshalb die prozentuale Berechnung des Augapfels, die sich ausschließlich auf Längenwerten aufbaut. Daraus ergab sich die Notwendigkeit, alle optischen Brechkraftwerte durch entsprechende Längenmaßwerte, wie sie uns in den Brennweiten der optischen Systeme, in den Krümmungsradien der brechenden Flächen usw. gegeben sind, zu ersetzen. Durch eine Umwandlung der absoluten Werte in prozentuale Vergleichswerte mit einem geeigneten Vergleichsauge konnten dann auch sekundäre Beeinflussungen der absoluten Größe, wie vorhin erwähnt, in geeigneter Form mitberücksichtigt werden.

Das untersuchte Auge wurde als Größenvariation eines formgleichen schematischen Auges aufgefaßt; die Größenbeziehungen der Längenmaße zu den Maßen dieses schematischen Auges wurden durch den Vergleichswert „u%“ ausgedrückt. Die absolute Maßeinheit „1 mm“ wurde durch die variable Maßeinheit „1 n“ ersetzt, deren Größe durch die Gleichung „1 n = u % mm“ zum Ausdruck kam. Zur Größendarstellung des Vergleichswertes „u%“ benutzte ich das Verhältnis des Hornhautradius vom untersuchten Auge zum Hornhautradius vom Vergleichsauge.

Als rechtsichtiges schematisches *Vergleichsauge* („Urauge“) wurde ein nach *Hessscher* Darstellung mit Werten von *Gullstrand* geformtes und berechnetes Auge benutzt. Das untersuchte rechtsichtige Auge kann als reine Größenvariation dieses Urauges nur aufgefaßt werden, wenn absolute Formgleichheit mit dem Urauge besteht; fehlt diese, so kann die prozentuale Berechnung des untersuchten Auges und seiner Teile zunächst nicht durchgeführt werden. Dann läßt sich aber ein anderes *schematisches* rechtsichtiges Auge („Sekundärauge“) finden, welches absolute Formgleichheit mit dem untersuchten Auge besitzt. Ein prozentualer Vergleich mit diesem Auge läßt sich durchführen. Da die Größe des Sekundärauges zunächst beliebig gewählt werden kann, stellte ich das Sekundärauge so dar, daß eins seiner wichtigsten Größenstücke — der Hornhautradius — mit dem Hornhautradius des Urauges völlig übereinstimmte. Die Achsenlänge des Sekundärauges (oder genauer: der Längsdurchmesser des Augapfels in der Richtung der Gesichtslinie) weicht dann von der Achsenlänge des Urauges zwar ab, kann aber durch einen bestimmten Prozentwert der Achsenlänge des Urauges ausgedrückt werden. Da auch das Sekundärauge rechtsichtig ist und der Brennpunkt seines optischen Systems somit auf der Netzhaut liegt, kann seine Achsenlänge (mit einigen Umrechnungen) als ein Maß für die Brennwirkung oder Brechkraft seines optischen Systemes dienen. Bei dem schematischen Sekundärauge stimmt die Hornhautbrechkraft mit der Hornhautbrechkraft des Urauges überein. Die prozentuale Abweichung seiner Achsenlänge von der des Urauges beruht daher ausschließlich auf abweichender Linsenbrechkraft, bedingt durch Lage, Form oder Brechungskoeffizienten der Linse (bzw. von Kammerwasser oder Glaskörper). Die prozentuale Achsenlänge des Sekundärauges kann somit als Maßausdruck für die abweichende Brechkraftwirkung der Linse (abweichend von der Brechkraftwirkung der Urlinse) benutzt werden. Ich bezeichnete diesen Prozentwert als „Linsenwertigkeit“. Für die Größe der Linsenwertigkeit spielt der Maßstab, in der Uraugachse und Achse des Sekundärauges gemessen (mm- oder n-Werte), keine Rolle. Die Linsenwertigkeit behält daher ihren unveränderten Prozentualwert auch für jede Größenvariation des Sekundärauges. Sie besagt uns, ob unter Berücksichtigung verschiedener Größenanlage des untersuchten Auges die Linse desselben verhältnismäßig eine größere oder kleinere Brechkraftwirkung besitzt als die Linse des Urauges, und ermöglicht eine Darstellung dieser Unterschiede in Prozentualwerten der Achsenlänge des Urauges.

Die Achsenlänge des *untersuchten* rechtsichtigen Auges, das eine Größenvariation des Sekundärauges ist, hängt aber auch von der Größe des Hornhautradius ab. Diese Achsenlänge (kurz „Sekundärachse des untersuchten Auges“ oder „Sekundärachse“ genannt) richtet sich nach der Brechkraftwirkung des vollen optischen Systems (Hornhaut und Linse).

Durch den prozentualen Vergleich der Achse des untersuchten rechtsichtigen Auges mit der Urachse erhält man also einen prozentualen Maßstab für die Brechkraftwirkung des vollen optischen Systems. In der folgenden Arbeit ist daher das Ergebnis dieser Brechkraftwirkung des vollen optischen Systems, gemessen an dem prozentualen Veränderungswert der Achsenlänge des untersuchten rechtsichtigen Auges im Vergleich mit der Achsenlänge des Urauges, kurz als „Sekundärachse“ bezeichnet.

In gleicher Weise läßt sich ein fehlsichtiges Auge als Größenvariation eines formgleichen Tertiärauges berechnen. Die Achsenlänge des Tertiärauges weicht von der Achsenlänge des Sekundärauges ab, läßt sich aber durch einen Prozentwert der sekundären Achsenlänge ausdrücken. Dieser Prozentwert ist dann ein Maßausdruck für die Fehlsichtigkeit, da er ja von derselben abhängig ist.

Betreffs Ausführung dieser Berechnungen sei auf Beiträge IV hingewiesen.

Jedes normal gebaute Auge läßt sich auf dem Umwege über Tertiärauge und Sekundärauge als Variation des Urauges prozentual berechnen, auch wenn eine Fehlsichtigkeit vorliegt oder Linsenbrechkraft oder Linsenlage nicht mit der Formanlage des Urauges übereinstimmt. Natürlich beschränkt sich die Berechnung auf den Hauptschnitt, in dem die Messungen durchgeführt worden sind. Bei Astigmatismus müssen mehrere berechnete Hauptschnitte miteinander verglichen werden oder es muß der Durchschnitt der Berechnungswerte benutzt werden.

Die berechneten Prozentwerte sollen aber weniger zur Ermittlung absoluter Größenmaße des untersuchten Auges dienen, als vielmehr einen Vergleich der Größen- und Formanlage des untersuchten Auges mit einem, für den Untersuchungsfall passenden Normal- oder Vergleichsauge gestatten. Nicht immer ist das Urauge ein solches passendes Vergleichsauge. Die berechneten Prozentwerte des Urauges gestatten dann keine richtige Vergleichsbeurteilung des untersuchten Auges. Für diesen Fall läßt sich ein passendes Vergleichsauge ebenfalls als prozentuale Variation des Urauges berechnen; das untersuchte Auge kann auf dem Umwege über das Urauge mit diesem Vergleichsauge verglichen werden.

Auf diesem gleichen Wege können auch etwaige Fehler des Urauges, wie Größen- oder Formmaße, die mit den durchschnittlichen Meßwerten einer Bevölkerung nicht übereinstimmen, oder auch abweichende Brechkoeffizienten, leicht ausgeglichen werden. So sei hier schon auf die etwas abweichenden Größenmaße, die aus den Ergebnissen der anatomischen Messungen von *Erggelet* hervorgehen (s. Abschnitt „S“), hingewiesen. Auch an die Unterschiede, die durch Lebensalter und Geschlecht hervorgerufen werden, sei erinnert. *Von Reuß, Axenfeld* u. a. fanden, daß das neugeborene Auge nicht nur erheblich kleiner ist als das ausgewachsene Auge, sondern auch eine wesentlich abweichende

Form besitzt. Die Hornhaut ist beim Neugeborenen zwar nur wenig gewölbter, die Linse aber erheblich kugelig und die Achsenlänge relativ kürzer als beim Erwachsenen. Die einzelnen Teile des Auges entwickeln sich zu erwachsenen Verhältnissen ganz ungleich schnell, so daß genau genommen für jedes Lebensalter ein besonderes Vergleichsauge nötig ist. Ohne Berücksichtigung dieser verschiedenartigen Verhältnisse fallen Vergleiche von jugendlichen Augen mit erwachsenen Augen, die z. B. bei Vererbungsuntersuchungen vorgenommen werden müssen, durchaus fehlerhaft aus. Ebenso sei darauf hingewiesen, daß zwischen männlichen und weiblichen Augen erhebliche Geschlechtsunterschiede bestehen.

Die für solche Umrechnungen erforderlichen Formeln finden sich in den Beiträgen IV, Anhang 2.

B. Prozentualwerte der optischen Teile des Auges.

Die Zahl der Augen, die für eine prozentuale Berechnung zur Verfügung stehen, ist keine allzugroße, da eine vollständige vorherige Ausmessung und mathematische Berechnung aller optischen Teile Voraussetzung für eine solche prozentuale Umformung ist.

Solche genauen Ausmessungen und mathematischen Berechnungen sind schwierig und zeitraubend, so daß ein einzelner Untersucher sie nur in beschränkter Anzahl vornehmen kann. Man ist daher darauf angewiesen, die in der Literatur niedergelegten Berechnungsergebnisse verschiedener Forscher gesammelt zu benutzen. Individuelle Fehler der einzelnen Forscher sind bei solchen feinen Messungen wohl nie ganz auszuschalten; Zusammenstellungen, die aus verschiedener Quelle stammen, berechtigen daher zu einem Vergleich der Einzelwerte nur, wenn man die Berechnungen als Annäherungswerte auffaßt und kleinen Unterschieden in den Einzelwerten nicht allzugroße Bedeutung beimißt. Bei größeren Zusammenstellungen kann man dann aber damit rechnen, daß ein gewisser Ausgleich vorhandener Einzelfehler eintritt.

Ich will für meine prozentualen Umwertungen eine Berechnungszusammenstellung von *Tron* aus dem Jahre 1934 benutzen, in der der Autor Einzelberechnungen von *Tron* (*T.*), *Zeeman* (*Z.*) und *Awerbach* (*A.*) gesammelt hat, nachdem durch eine Neuberechnung der Einzelwerte die Fehler einer ersten Zusammenstellung aus dem Jahre 1929 beseitigt worden sind. Die in der Zusammenstellung aus dem Jahre 1934 fehlenden Hornhautradien der Einzelwerte hat mir Herr Prof. *Tron* nachträglich freundlichst zur Verfügung gestellt, wofür ich ihm bestens danke.

Aus dieser Zusammenstellung benutzte ich nur die Augen mit einer Totalrefraktion zwischen + 7,0 D Hyperopie und — 10,0 D Myopie, da die Berechnungsergebnisse höhergradiger Fehlsichtigkeiten durch kleine Meßfehler leicht zu unsicher werden können. *Tron* hat sein Material wiederholt durchgerechnet, so daß es für Vergleichsuntersuchungen wohl ausreichend einheitlich geworden ist. Dahingestellt mag bleiben, ob die

absoluten Werte durchweg richtig sind, deren Größe aber für die Untersuchungen dieser Arbeit bedeutungslos ist.

Die Totalrefraktionen der Augen in der *Tronschen* Sammlung sind nach Mitteilungen des Autors skioskopisch unter Homotropin bestimmt worden. Die Refraktionsbezeichnungen bedeuten also: Brillenglasfehlsichtigkeit = Fehlsichtigkeit bei einem Hornhautscheitelabstand des korrigierenden Brillenglases von cc. 12 mm.

Tron versteht unter Achsenlänge den Abstand des Hornhautscheitels von dem gelben Fleck der Netzhaut (innere Achsenlänge). Meine Berechnungen bauen sich durchweg auf der äußeren Achsenlänge auf (oder genauer auf dem Abstand des Hornhautscheitels von dem äußeren Lederhautpunkte, der dem gelben Fleck der Netzhaut zugeordnet ist). Um die *Tronschen* Messungen mit meinen Berechnungen vergleichbar zu gestalten, verwandelte ich schematisch in Übereinstimmung mit den Angaben in Beiträgen IV die *Tronschen* Achsenlängenwerte durch Hinzufügung eines Durchschnittsbetrages von 1,1 mm (durchschnittliche Dicke der hinteren Augapfelwandung) in äußere Achsenlängenwerte und bezeichnete in der nachfolgenden Arbeit diese neuen Werte als „wahre Achsenlänge“.

Nach den Formeln der Beiträge IV lassen sich diese Werte als Prozentwerte des Urauges ausdrücken. In der folgenden Arbeit will ich alle Prozentwerte, die Vergleichswerte mit dem Urauge sind, mit dem Zeichen „%_{Ur}“ versehen.

Ebenso läßt sich bei den fehlsichtigen Augen der Prozentualwert der Sekundärachse, d. h. der Achsenlänge einer jedem Auge zugehörigen rechtsichtigen Grundform — die bei den rechtsichtigen Augen mit der wahren Achsenlänge übereinstimmt — ermitteln.

Eine gemeinsame Zusammenstellung dieser Werte zeigt, daß die durchschnittliche Sekundärachse der *Tronschen* Augen um etwa 4% größer ist als die Achsenlänge meines Urauges. Der Grund liegt in etwas abweichender Brechkraft der durchschnittlichen *Tronschen* Linse, die zu etwas erhöhter Linsenwertigkeit führt. (Auf die Ursachen werde ich später zurückkommen.) Diese Abweichungen von der Form und Größe des Urauges schaden für die nachfolgenden Betrachtungen nichts, da ja nicht die absoluten Werte der *Tronschen* Augen geprüft werden sollen, sondern die Einzelwerte, die bei verschiedenen Refraktionen und bei verschiedenen Größenanlagen der untersuchten Augen auftreten, miteinander verglichen werden sollen. Das Urauge kann aber bei so abweichender Form und Größenanlage nicht als geeignetes Vergleichsauge gelten. Denn bei allen berechneten Vergleichswerten mit dem Urauge würde der vorhin genannte prozentuale durchschnittliche Abweichungswert auftauchen, durch den die zu prüfenden gegenseitigen Vergleichswerte der Sammlung in falscher Beleuchtung erscheinen würden.

Dagegen entspricht die rechtsichtige Grundform des *Durchschnitts-
auges* dieser Sammlung durchaus den Bedingungen, die man an ein
geeignetes Vergleichsauge stellen muß.

Das Durchschnittsauge von Nr. 4—232 der *Tronschen* Sammlung besitzt (im
Vergleich mit dem Urauge) einen Hornhautradius von $99,5\%_{UR}$ ($= 7,79$ mm),
eine Linsenwertigkeit von $104,6\%$ und eine sekundäre Achsenlänge von $104,2\%_{UR}$
($= 25,3$ mm). Die wahre Achsenlänge des Durchschnitts-
auges beträgt $104,8\%_{UR}$ ($= 25,4$ mm). Jedoch weist das Durchschnittsauge eine Fehlsichtigkeit von $100,5\%$
auf (Myopie von $-0,3$ D). Für ein rechtsichtiges Durchschnittsauge läßt sich
daraus eine wahre Achsenlänge von $104,2\%_{UR}$ errechnen. Die scheinbare Achsen-
länge des Vergleichs-
auges entspricht $100,4\%_{UR}$ der scheinbaren Achsenlänge des
Urauges.

Diese prozentualen Vergleichswerte des Vergleichs-
auges mit dem Urauge will ich „*Ausgleichswerte*“ nennen. Da nach den Beiträgen IV
bei der Berechnung des Augapfels alle Prozentualwerte so gestaltet
worden sind, daß sie in den Formeln als Faktoren eines gemeinsamen
Produktes auftreten, so lassen sich (wie in den Formeln 17—27 der
Beiträge IV ausgeführt) die prozentualen Vergleichswerte mit dem Ur-
auge ($\%_{UR}$) ohne weiteres in prozentuale Vergleichswerte mit dem
gewählten Vergleichsaug
e überführen, die ich als „ $\%_{Vgl}$ “ bezeichnen will.

Die prozentualen Vergleichswerte mit dem Vergleichsaug
e ($\%_{Vgl}$) erhält man, indem man den jedesmaligen $\%_{UR}$ Wert des untersuchten
Auges mit dem entsprechenden Ausgleichswert des Vergleichs-
auges dividiert.

In der Tabelle I sind in Spalte B—F die Originalwerte der *Tronschen* Samml-
ung von 1934 eingetragen. Es bedeutet in Spalte D die Bezeichnung „ Rm_0 “ die in
den üblichen Dioptrien angegebene Totalrefraktion des Auges, in Spalte E die
Bezeichnung „ Hr_0 “ den Hornhautradius in Millimetern, in Spalte F die Bezeich-
nung „ Ax_0 “ die in der Originalarbeit angegebene innere Achsenlänge des Auges.
Die Kennbuchstaben „o“ bedeuten: Werte der Originalarbeit. In Spalte G ist
unter „ Ax_w “ die nach den vorstehenden Ausführungen berechnete wahre Achsen-
länge des jedesmaligen Auges vermerkt. Die Spalten H—P enthalten die zu den
Spalten D—G zugehörigen Prozentwerte. In Spalte H findet sich die Größe des
Hornhautradius ($Hr\%_{UR}$) als Prozentwert der Hornhautradiusgröße des Urauges.
Mit diesem Wert stimmt nach Abschnitt C. Beiträge IV, der allgemeine Größenwert
„ $u\%$ “, den ich der Größenberechnung des Augapfels und seiner einzelnen Teile
zugrunde gelegt habe, überein. In Spalte I ist der Hornhautradius ($Hr\%_{Vgl}$) als
Prozentwert des beschriebenen Vergleichs-
auges dargestellt. Spalte K enthält die
in Spalte G aufgeführte wahre Achsenlänge ($Ax_w\%_{Vgl}$) als Prozentwert des Ver-
gleichs-
auges. In Spalte L findet sich die Refraktion des Augapfels ($Re\%$) als
Prozentwert (s. Abschnitt E und Tabelle 6 der Beiträge IV). Dieser Prozentwert
bedeutet das Verhältnis, in welchem die wahre Achsenlänge zur sekundären Achsen-
länge steht; er zeigt also, um wieviel Prozent das fehlsichtige Auge im Vergleich
mit dem rechtsichtigen Auge gleicher Bauart zu lang oder zu kurz ist. Spalte M
enthält die scheinbare Achsenlänge des Auges ($Ax_s\%_{UR}$) als Prozentwert der schein-
baren Achsenlänge des Urauges, während sie in Spalte N als Prozentwert der schein-
baren Achsenlänge des Vergleichs-
auges ($Ax_s\%_{Vgl}$) dargestellt ist (s. Abschnitt F
der Beiträge IV und Abschnitt P dieser Arbeit). In Spalte O findet sich die sekun-
däre Achsenlänge ($Ax_e\%_{Vgl}$) als Prozentwert der sekundären Achsenlänge des
Vergleichs-
auges. Die sekundäre Achsenlänge ist bekanntlich der Umrechnungswert

der Brechkraft des vollständigen optischen Systems Hornhaut-Linse (s. Abschnitt D der Beiträge IV und Abschnitt E dieser Arbeit). In Spalte P ist die Linsenwertigkeit ($L\% \sqrt{v_{gl}}$) eingetragen (s. Abschnitt D der Beiträge IV und Abschnitt H dieser Arbeit). Die Linsenwertigkeit bedeutet im allgemeinen, um wieviel Prozent die in „n“-Werten dargestellte sekundäre Achsenlänge des Urauges durch eine, proportional nicht übereinstimmende Linsenbrechkraft verändert wird. Die Größenbezeichnungen der Spalte P benutzen als 100%-Ausgangswert nicht die Linsenwertigkeit des Urauges, sondern die um 4,6% größere Linsenwertigkeit unseres Vergleichs- auges und bedeuten daher die prozentualen Größenveränderungen der in „n“-Werten dargestellte Sekundärachse unseres Vergleichs- auges durch eine mit der Linsenbrechkraft unseres Vergleichs- auges proportional nicht übereinstimmende Linsenbrechkraft (s. Abschnitt A).

In Anhang I ist die mathematische Berechnung der Prozentwerte der Tabelle I beschrieben.

Die Sammlung der Tabelle 1 ist völlig willkürlich zusammengestellt. Sie ist deshalb nicht recht geeignet, um die Verteilung von Fehlsichtigkeiten und Rechtsichtigkeiten in der Population zu prüfen, wie das schon *Berg, Erggelet* u. a. betont haben. Besonders sind zu wenig Rechtsichtigkeiten vorhanden. Die relative Überzahl von Fehlsichtigkeiten macht die Sammlung aber ganz besonders geeignet, um, entsprechend dem Untersuchungszweck der nachfolgenden Arbeit, die Beteiligung der verschiedenen optischen Maße an der Herbeiführung von Fehlsichtigkeiten zu prüfen. Für diese Untersuchung ist die einseitige Zusammensetzung des Materials nicht schädlich.

C. Untersuchungstechnik.

Zur Untersuchung der gegenseitigen Beziehungen der optischen Werte aus Tabelle 1 benutzte ich ausschließlich die in den Spalten H bis P vermerkten Prozentwerte, die in Korrelationstabellen eingetragen wurden. Die Korrelationstabellen legte ich in Abweichung von der üblichen Darstellung so an, daß die eingetragenen Werte von links nach rechts und von unten nach oben zu anstiegen, um auf diese Weise Übereinstimmung mit der Form eines Ordinaten- systems zu erzielen, in dem die berechneten Werte weiter verwendet werden sollten.

In der vertikalen Ordinatenreihe (Spalte A der Tabellen) trug ich denjenigen Augapfelwert ein, der in dem betreffenden Abschnitt untersucht werden sollte und der in der Überschrift des Abschnittes daher an erster Stelle genannt war. In der horizontalen Abszissenreihe (Reihe 7/8 der Tabellen) wurde der Beziehungswert, der an zweiter Stelle der Überschrift stand, eingetragen. In die einzelnen Ordinaten- und Abszissenfelder wurde die Zahl der Fälle eingetragen, die mit dem entsprechenden Prozentwert (Spalte A und Reihe 7/8 der Tabellen) vorkamen. Dabei wurden alle Zwischenwerte, die zwischen dem nächstniedrigeren und nächsthöheren $\frac{1}{2}\%$ -Wert lagen, zusammengefaßt, so daß sich z. B. unter „100%“ alle Prozentwerte zwischen 99,5% und 100,49% befanden. Den Korrelationskoeffizienten der Tabellen (r) berechnete ich nach dem in der kurzen Vererbungslehre von *Just* beschriebenen Verfahren. In den Tabellen findet er sich in Spalte H, Reihe 2. In Reihe 2 sind die Summenzahlen der in den einzelnen Ordinatenreihen vorhandenen Glieder, in Spalte H die Summen der in den einzelnen Abszissenreihen vorhandenen Glieder eingetragen. Die Gesamtzahl (n) der Glieder von Spalte H, ihre durchschnittliche

Tabelle I.

A	B	C	D	E	F	G	H	I	K	L	M	N	O	P
Lfd. Nr.	Nr. der Original-liste	Author	Re _{no} ^{no} = Arne- tropio in Dioptrien D _m	Hr _o = Horn- hautradius in mm	Ax _o = Achsen- länge der Original- liste in mm	Ax _{wi} = wahre Achsen- länge in mm	Hr _i % Ur- = Hr _i % in % Ur	Hr _i % Vgl in % Vgl	Ax _{wi} % Vgl in % Vgl	Re _{it} % in %	Ax _{st} % Ur in % Ur	Ax _{st} % Vgl in % Vgl	Ax _{st} % Vgl in % Vgl	L _i % Vgl in % Vgl
1	4	T	+ 7,0	8,05	22,40	23,50	102,8	103,3	92,9	90,4	92,9	92,5	103,8	100,3
2	5	T	+ 7,0	8,15	22,18	23,28	104,1	104,6	92,0	90,4	94,1	93,7	102,3	97,9
3	6	Z	+ 6,5	7,47	20,78	21,88	95,4	95,9	86,4	91,6	87,3	86,9	95,0	98,9
4	7	Z	+ 6,0	7,58	20,77	21,87	96,8	97,3	86,4	92,2	89,1	88,7	94,1	96,6
5	8	Z	+ 6,0	8,25	21,36	22,46	105,3	105,8	88,8	91,4	96,3	95,9	96,8	91,4
6	9	Z	+ 6,0	7,92	21,63	22,73	101,2	101,7	89,8	91,7	92,8	92,4	98,4	96,6
7	10	Z	+ 5,5	8,05	22,30	23,40	102,8	103,3	92,4	92,4	94,8	94,4	100,5	97,4
8	11	Z	+ 5,0	7,88	21,35	22,45	100,7	101,2	98,7	93,2	93,8	93,4	95,7	94,5
9	12	Z	+ 5,0	7,80	22,57	23,67	100,9	101,4	93,4	93,2	94,0	93,6	100,8	99,4
10	13	Z	+ 5,0	8,00	23,01	24,11	102,2	102,7	95,3	93,1	95,1	94,7	102,7	99,9
11	14	T	+ 5,0	7,85	22,32	23,42	100,2	100,7	92,6	93,2	95,2	94,8	97,7	96,9
12	15	T	+ 5,0	7,85	22,02	23,12	100,2	100,7	91,4	93,2	95,2	94,8	96,4	95,6
13	16	T	+ 5,0	7,65	22,70	23,80	97,7	98,2	94,0	93,4	91,6	91,2	101,3	103,1
14	17	T	+ 5,0	7,60	21,81	22,91	97,1	97,6	90,5	93,4	90,7	90,3	97,5	99,8
15	18	T	+ 5,0	7,65	22,33	23,43	97,7	98,2	92,6	93,4	91,2	90,8	98,8	101,7
16	19	T	+ 4,0	7,30	21,13	22,23	93,2	93,7	87,8	94,9	88,4	88,0	93,1	99,2
17	20	T	+ 4,0	7,35	21,64	22,74	93,9	94,4	89,9	94,8	88,9	88,5	95,5	101,1
18	21	T	+ 4,0	8,35	23,55	24,65	106,7	107,2	97,4	94,2	100,3	99,9	103,9	96,8
19	22	T	+ 4,0	8,25	23,46	24,56	105,3	105,8	97,0	94,3	99,2	98,8	102,5	97,7
20	23	Z	+ 4,0	8,27	23,52	24,62	105,6	106,1	97,4	94,3	99,4	99,0	103,7	97,7
21	24	Z	+ 4,0	7,62	22,16	23,26	97,3	97,8	91,9	94,7	92,1	91,7	97,6	99,8
22	25	Z	+ 4,0	8,25	22,99	24,09	105,3	105,8	95,3	94,3	99,3	98,9	101,3	95,6
23	26	Z	+ 4,0	8,04	22,77	23,87	102,7	103,2	94,2	94,4	96,4	96,0	100,9	97,7
24	27	Z	+ 4,0	7,96	22,53	23,63	101,8	102,3	93,4	94,4	96,1	95,7	99,3	96,9
25	28	Z	+ 3,5	8,15	22,96	24,06	104,1	104,6	95,1	95,0	98,9	98,5	100,3	95,8
26	29	Z	+ 3,5	7,94	22,70	23,80	101,4	101,9	94,0	95,1	96,3	95,9	99,4	97,4
27	30	T	+ 3,5	8,25	22,66	23,76	105,3	105,8	93,8	95,0	100,0	99,6	99,0	93,4
28	31	T	+ 3,5	7,55	21,45	22,55	96,4	96,9	89,2	95,3	91,8	91,4	93,8	96,8
29	32	T	+ 3,0	7,55	23,20	24,30	96,4	96,9	96,0	96,0	92,6	92,2	100,5	103,7

30	T	+	3,0	7,65	22,98	24,08	97,7	98,2	95,1	96,0	93,8	93,4	101,3
31	T	+	3,0	7,55	23,21	24,31	95,8	96,3	96,1	96,0	92,6	92,2	104,0
32	Z	+	3,0	8,17	23,96	25,06	104,4	104,9	99,1	95,9	100,0	99,6	99,0
33	Z	+	2,5	7,96	23,19	24,29	101,7	102,2	95,9	96,5	98,0	97,6	97,7
34	Z	+	2,5	8,39	24,65	25,75	107,2	107,7	101,6	96,4	103,0	102,6	98,5
35	Z	+	2,5	8,11	23,55	24,65	103,6	104,1	97,4	96,5	99,9	99,5	97,3
36	Z	+	2,5	7,21	21,25	22,35	92,1	92,6	88,2	96,8	89,2	88,8	98,0
37	T	+	2,5	7,75	23,96	25,06	99,0	99,5	99,1	96,6	95,6	95,2	103,6
38	Z	+	2,0	7,45	22,17	23,27	95,2	95,7	91,8	97,4	92,0	91,6	99,6
39	Z	+	2,0	7,85	22,90	24,00	100,3	100,8	94,8	97,3	95,4	95,0	100,0
40	Z	+	2,0	7,95	23,15	24,25	101,5	102,0	95,8	97,2	98,7	95,0	99,2
41	T	+	2,0	8,00	24,09	25,19	102,2	102,7	99,4	97,2	99,4	99,0	99,8
42	T	+	2,0	8,15	24,06	25,16	104,1	104,6	99,3	97,1	100,8	100,4	98,2
43	T	+	1,75	7,85	23,83	24,93	100,3	100,8	98,4	97,6	97,9	97,5	100,4
44	T	+	1,5	7,75	23,07	24,17	99,0	99,5	95,4	98,0	97,0	96,6	100,2
45	T	+	1,5	7,65	23,01	24,11	97,7	98,2	95,2	98,0	95,7	95,3	99,2
46	T	+	1,5	7,45	21,88	22,98	95,2	95,7	90,8	98,1	93,2	92,8	97,0
47	Z	+	1,0	7,96	23,66	24,76	101,7	102,2	97,7	97,7	99,4	99,0	100,2
48	Z	+	1,0	7,63	24,04	25,14	97,4	97,9	99,3	98,7	96,1	95,7	103,1
49	Z	+	1,0	7,81	24,25	25,35	99,8	100,3	100,1	98,7	98,4	98,0	101,5
50	T	+	1,0	7,70	23,46	24,56	98,4	98,9	97,3	98,7	97,0	96,6	100,2
51	T	+	1,0	7,80	23,60	24,70	99,6	100,1	97,6	98,7	98,3	97,9	99,1
52	T	+	1,0	7,65	22,68	23,78	97,7	98,2	93,9	98,7	96,3	95,9	97,1
53	T	+	1,0	7,65	23,55	24,65	97,7	98,2	97,4	98,7	96,3	95,9	100,9
54	T	+	1,0	7,75	23,50	24,60	99,0	99,5	97,2	98,7	97,5	97,1	99,4
55	T	+	1,0	7,35	23,16	24,26	93,9	94,4	95,9	98,7	92,2	92,2	103,2
56	T	+	1,0	7,45	23,21	24,31	95,2	95,7	96,1	98,7	93,9	93,5	102,0
57	T	+	1,0	7,35	23,29	24,39	93,9	94,4	96,3	98,7	92,6	92,2	104,0
58	T	+	1,0	7,60	22,58	23,68	97,1	97,6	93,6	98,7	95,7	95,3	97,6
59	T	+	1,0	7,65	24,36	25,46	97,7	98,2	100,6	98,7	96,4	96,0	104,2
60	T	+	1,0	7,40	22,63	23,73	94,5	95,0	93,8	98,6	93,2	92,8	100,4
61	T	+	1,0	7,70	23,67	24,77	98,4	98,9	97,9	98,7	97,4	97,0	100,2
62	A	+	0,75	8,20	24,78	25,88	104,7	105,2	102,1	98,9	103,9	103,5	98,0
63	A	+	0,75	8,30	24,85	25,95	106,0	106,5	102,5	98,9	105,0	104,6	97,4
64	A	+	0,75	8,02	24,51	25,61	102,4	102,9	101,1	99,0	101,2	100,8	96,8
65	A	+	0,75	7,93	24,45	25,55	101,3	101,8	100,9	99,0	100,1	99,7	100,5
66	A	+	0,75	8,02	25,08	26,18	102,4	102,9	103,3	99,0	101,2	100,8	101,9

Tabelle I (Fortsetzung).

A	B	C	D	E	F	G	H	I	K	L	M	N	O	P
Lfd. Nr.	Nr. der Original-Liste	Autor	Re _{no} = Akro- tropie in Dioptren D ₁₁	Hr ₀ = Horn- hautradius in mm	Ax ₀ = Achsen- länge der Original-Liste in mm	Ax _{wi} = wahre Achsen- länge in mm	Hr ₁ % Ur = u ₁ % in % Ur	Hr ₁ % Vgl in % Vgl	Ax _{wi} % Vgl in % Vgl	Re ₁ % in %	Ax _{st} % Ur in % Ur	Ax _{st} % Vgl in % Vgl	Ax _{st} % Vgl in % Vgl	L ₁ % Vgl in % Vgl
67	70	A	+ 0,75	8,30	24,60	25,70	106,0	106,5	101,5	98,9	105,1	104,7	102,6	96,3
68	71	A	+ 0,75	7,82	24,46	25,56	99,9	100,4	101,1	99,0	98,9	98,5	102,3	101,7
69	72	T	+ 0,75	7,40	22,87	23,97	94,5	95,0	94,6	99,0	93,5	93,1	95,0	100,9
70	73	T	+ 0,75	7,55	22,77	23,87	96,4	69,9	94,3	99,0	95,4	95,0	95,5	98,5
71	74	T	+ 0,75	7,15	22,83	23,93	91,3	91,8	94,7	99,1	90,3	89,9	95,8	104,3
72	75	A	+ 0,5	7,82	23,84	24,94	99,9	100,4	98,5	99,3	99,2	98,8	99,5	99,0
73	76	A	+ 0,5	7,89	23,89	24,99	100,8	101,3	98,7	99,3	100,1	99,7	99,7	98,3
74	77	A	+ 0,5	8,06	24,28	25,38	103,0	103,5	100,3	99,3	102,2	101,8	101,3	97,8
75	78	A	+ 0,5	7,69	23,06	24,16	98,2	98,7	95,4	99,3	97,5	97,1	96,4	97,6
76	79	T	+ 0,5	7,65	24,36	25,46	97,7	97,7	100,5	99,3	97,0	96,6	101,5	103,3
77	80	T	+ 0,5	7,45	23,06	24,16	95,2	95,7	95,4	99,3	94,4	94,0	96,4	100,7
78	81	T	+ 0,5	7,85	23,96	25,06	100,3	100,8	99,0	99,3	99,3	98,9	100,3	99,4
79	82	T	+ 0,5	7,85	23,53	24,63	100,3	100,8	97,8	99,3	99,3	98,9	98,6	97,8
80	83	T	+ 0,5	7,55	23,13	24,23	96,4	96,9	95,8	99,3	95,9	95,5	96,6	99,6
81	84	T	+ 0,5	7,70	23,65	24,75	98,4	98,9	97,8	99,3	97,6	97,2	99,0	100,0
82	85	T	+ 0,5	7,70	23,26	24,36	98,4	98,9	96,3	99,3	97,6	97,2	96,2	98,3
83	86	T	+ 0,5	7,55	23,66	24,76	96,4	96,9	97,9	99,3	95,7	95,3	98,8	102,0
84	87	T	+ 0,5	7,65	23,93	25,03	97,7	98,2	98,9	99,3	97,0	96,6	100,0	101,8
85	88	T	+ 0,5	7,30	22,91	24,01	93,7	94,2	94,9	99,3	92,6	92,2	95,9	102,3
86	89	T	+ 0,5	7,65	24,84	25,94	97,7	98,2	102,4	99,3	97,0	96,6	103,4	105,4
87	90	T	+ 0,5	7,35	23,87	24,97	93,9	94,4	98,7	99,3	93,2	92,8	99,6	105,6
88	91	T	+ 0,5	7,60	23,39	24,49	97,2	97,7	96,8	99,1	96,3	95,9	98,0	100,2
89	92	T	+ 0,5	7,65	23,81	24,91	97,7	98,2	98,5	99,2	96,6	96,2	99,9	101,8
90	93	A	+ 0,5	7,83	24,06	25,16	100,0	100,5	99,4	99,3	99,3	98,9	100,5	100,0
91	94	A	+ 0,5	8,43	25,62	26,73	107,7	108,2	105,6	99,4	107,0	106,6	106,6	98,4
92	95	A	+ 0,5	7,57	24,45	25,55	96,7	97,2	100,9	99,1	95,9	95,5	102,0	105,0
93	96	T	+ 0	7,80	25,02	26,12	99,6	100,1	103,2	100,0	99,6	99,2	104,4	103,4
94	97	T	+ 0	7,40	23,04	24,14	94,5	95,0	95,3	100,0	94,5	94,1	95,7	100,5
95	98	T	+ 0	7,55	22,78	23,88	96,0	96,9	94,3	100,0	96,0	96,0	94,6	97,6

96	96,6	93,8	96,0	96,4	96,0	93,5	100,0	96,4	96,0	93,8	96,6
97	100,2	101,4	97,3	97,7	100,0	101,2	100,0	97,7	97,3	101,4	103,2
98	103,2	98,3	93,5	93,9	100,0	98,1	100,0	93,9	93,5	98,3	104,1
99	104,1	97,9	96,0	96,4	100,0	97,7	100,0	96,4	96,0	97,9	101,0
100	100,3	97,2	96,0	96,4	100,0	96,8	100,0	96,4	96,0	97,2	100,3
101	99,7	99,2	98,6	99,0	100,0	98,9	100,0	99,0	98,6	99,2	99,7
102	97,6	97,0	98,6	99,0	100,0	96,7	100,0	99,0	98,6	97,0	97,6
103	100,3	97,2	96,0	96,4	100,0	96,9	100,0	96,4	96,0	97,2	100,3
104	97,2	98,0	99,8	100,2	100,0	97,6	100,0	100,2	99,8	98,0	97,2
105	98,4	98,4	96,0	96,4	100,0	98,2	100,0	96,4	96,0	98,4	101,6
106	103,3	100,8	96,7	97,1	100,0	100,6	100,0	97,1	96,7	100,8	103,3
107	98,9	95,8	96,0	96,4	100,0	95,6	100,0	96,4	96,0	95,8	98,9
108	101,1	96,2	93,5	94,5	100,0	95,0	100,0	94,5	93,5	96,2	101,1
109	100,6	95,0	94,1	94,5	100,0	94,8	100,0	94,5	94,1	95,0	100,6
110	99,1	94,2	94,1	94,5	100,0	94,1	100,0	94,5	94,1	94,2	99,1
111	99,3	97,0	96,7	97,1	100,0	96,7	100,0	97,1	96,7	97,0	99,3
112	100,3	97,3	96,0	96,4	100,0	97,0	100,0	96,4	96,0	97,3	100,3
113	99,2	110,9	110,7	111,1	100,0	110,5	100,0	111,1	110,7	110,9	99,2
114	102,0	106,5	103,4	103,8	100,0	106,2	100,0	103,8	103,4	106,5	102,0
115	97,9	103,7	104,9	105,3	100,0	103,3	100,0	105,3	104,9	103,7	97,9
116	98,0	98,8	99,8	100,2	100,0	98,6	100,0	100,2	99,8	98,8	98,0
117	97,2	112,6	114,8	115,2	100,0	112,2	100,0	115,2	114,8	112,6	97,2
118	97,0	102,2	102,7	102,7	100,0	99,8	100,0	102,7	102,3	102,2	97,0
119	99,8	100,5	99,8	100,2	100,0	100,3	100,0	100,2	99,8	100,5	99,8
120	100,7	97,6	96,0	96,4	100,0	97,4	100,0	96,4	96,0	97,6	100,7
121	101,3	101,0	98,8	99,2	100,0	100,7	100,0	99,2	98,8	101,0	101,3
122	102,5	102,0	98,5	98,9	100,0	101,9	100,0	98,9	98,5	102,0	102,5
123	101,0	102,6	100,5	100,9	100,0	102,3	100,0	100,9	100,5	102,6	101,0
124	103,2	102,1	98,0	98,4	100,0	101,9	100,0	98,4	98,0	102,1	103,2
125	102,6	103,3	99,9	100,0	100,0	102,9	100,0	100,0	99,9	103,3	102,6
126	97,7	101,3	101,3	101,7	100,0	99,7	100,0	101,7	101,3	99,9	97,7
127	100,7	98,6	97,1	97,5	100,0	98,4	100,0	97,5	97,1	98,6	100,7
128	97,9	104,1	105,2	105,6	100,0	103,6	100,0	105,6	105,2	104,1	97,9
129	98,0	97,3	95,1	95,5	100,0	97,0	100,0	95,5	95,1	97,3	98,0
130	99,4	99,4	100,5	100,9	100,0	99,2	100,0	100,9	100,5	99,4	99,4
131	97,3	98,7	100,5	100,9	100,0	98,4	100,0	100,9	100,5	98,7	97,3
132	99,5	100,0	99,6	100,0	100,0	99,8	100,0	100,0	99,6	100,0	99,5

Tabelle I (Fortsetzung).

A	B	C	D	E	F	G	H	I	K	L	M	N	O	P
Lfd. Nr.	Nr. der Original-liste	Author	Re _{no} = Ametropie in Dioptrien D _m	Hr _o = Hornhautradius in mm	AX _o = Axsenlänge der Original-liste in mm	AX _{v1} = wahre Axsenlänge in mm	Hr ₁ % Ur = Hr _o % Ur	Hr ₁ % Vgl in % Vgl	AX _{v1} % Vgl in % Vgl	Ro _{ur} % in %	AX ₇ % Ur in % Ur	AX _{v1} % Vgl in % Vgl	AX _{v1} % Vgl in % Vgl	L ₁ % Vgl in % Vgl
133	136	Z	+ 0	8,15	24,02	25,12	104,1	104,6	90,3	100,0	104,1	103,7	99,7	95,2
134	137	Z	+ 0	7,81	23,39	24,49	99,8	100,3	96,8	100,0	99,8	99,4	97,0	96,6
135	138	Z	+ 0	8,02	25,62	26,72	102,4	102,9	105,6	100,0	102,4	102,0	106,0	102,8
136	139	Z	+ 0	8,63	26,16	27,26	110,2	110,7	107,6	100,0	110,2	109,8	108,0	97,4
137	140	Z	+ 0	8,27	26,12	27,22	105,6	106,1	107,5	100,0	105,6	105,2	107,9	101,5
138	141	A	+ 0	8,43	26,34	27,44	107,7	108,2	108,4	100,0	107,7	107,3	108,7	100,3
139	142	A	+ 0	7,89	25,09	26,19	100,8	101,3	103,4	100,0	100,8	100,4	103,7	102,3
140	143	A	+ 0	7,71	23,44	24,54	98,5	99,0	97,0	100,0	98,5	98,1	97,2	98,2
141	144	A	+ 0	8,00	24,57	25,67	102,2	102,7	101,3	100,0	102,2	101,8	101,6	98,8
142	145	A	+ 0	7,64	23,01	24,11	97,6	98,1	95,2	100,0	97,6	97,2	95,5	97,3
143	146	A	+ 0	7,53	24,26	25,36	96,2	96,7	100,2	100,0	96,2	95,8	100,4	103,8
144	147	A	+ 0	8,12	24,48	25,58	103,7	104,2	101,0	100,0	103,7	103,3	101,3	97,1
145	148	A	+ 0	7,50	23,40	24,50	95,8	96,3	96,8	100,0	95,8	95,4	97,3	101,0
146	149	A	+ 0	7,98	24,11	25,21	101,9	102,4	99,5	100,0	101,9	101,5	99,9	97,4
147	150	A	+ 0	7,93	24,00	25,10	101,3	101,8	99,2	100,0	101,3	100,9	96,4	97,5
148	151	A	+ 0	7,58	23,49	24,59	96,8	97,3	97,2	100,0	96,8	96,4	97,4	100,1
149	152	A	+ 0	8,22	24,12	25,22	105,0	105,5	99,6	100,0	105,0	104,6	100,0	94,6
150	153	A	+ 0	8,16	25,04	26,14	104,3	104,8	103,2	100,0	104,3	103,9	103,5	98,6
151	154	A	+ 0	7,96	24,44	25,54	101,7	102,2	100,8	100,0	101,7	101,3	101,3	98,9
152	155	A	+ 0	8,04	24,71	25,81	102,7	103,2	101,1	100,0	102,7	102,3	102,3	99,0
153	156	A	- 0,5	7,98	25,28	26,38	101,9	102,4	104,1	100,7	102,7	102,3	103,6	101,1
154	157	T	- 0,5	7,25	22,81	23,91	92,6	93,1	94,4	100,6	93,2	92,8	94,0	100,9
155	158	T	- 0,5	7,25	22,39	23,49	92,6	93,1	92,8	100,6	93,2	92,8	92,4	99,1
156	159	T	- 0,5	7,55	23,42	24,52	96,4	96,9	96,8	100,7	97,0	96,6	96,4	99,4
157	160	T	- 0,5	7,55	23,29	24,39	96,4	96,9	92,9	100,7	97,0	96,6	91,8	94,6
158	161	T	- 0,5	7,45	22,93	24,03	95,2	95,7	94,0	100,7	95,9	95,5	94,4	98,5
159	162	T	- 0,5	7,85	24,85	25,95	100,3	100,8	102,4	100,7	101,0	100,6	102,0	101,0
160	163	T	- 0,5	7,65	24,01	25,11	97,7	98,2	99,2	100,7	98,3	97,9	98,6	100,4
161	164	A	- 0,75	7,71	23,74	24,84	98,5	99,0	98,2	101,0	99,4	99,0	97,5	98,4

162	165	A	---	0,75	7,58	24,12	25,22	96,8	97,3	99,6	101,0	97,8	97,4	97,6	101,3
163	166	T	---	1,0	7,35	23,42	24,52	93,9	94,4	96,9	101,3	96,2	95,8	94,9	100,3
164	167	T	---	1,0	7,20	23,30	24,40	92,0	92,5	96,5	101,2	93,3	92,9	95,3	102,9
165	168	T	---	1,0	7,65	25,31	26,41	97,7	98,2	104,2	101,3	99,0	98,6	102,8	104,7
166	169	A	---	1,0	8,51	26,84	27,94	108,7	109,2	110,4	101,4	110,1	109,7	109,0	99,8
167	170	A	---	1,0	8,32	25,70	26,80	106,3	106,8	105,9	101,4	107,7	107,3	104,7	97,9
168	171	Z	---	1,0	8,04	25,64	26,74	102,7	103,2	105,6	101,4	104,1	103,7	104,3	100,9
169	172	Z	---	1,0	7,88	24,81	25,91	100,7	101,2	102,3	101,4	102,1	101,7	101,0	99,8
170	173	T	---	1,25	7,75	24,35	25,45	99,0	99,5	100,4	101,7	100,7	100,3	98,3	99,3
171	174	Z	---	1,5	7,72	24,83	25,93	98,6	99,1	102,4	102,0	100,7	100,3	100,3	101,2
172	175	Z	---	1,5	8,27	26,03	27,13	105,6	106,1	107,1	102,2	107,9	107,5	105,2	98,9
173	176	Z	---	1,5	8,07	26,23	27,33	103,1	103,6	107,9	102,1	105,3	104,9	105,7	102,0
174	177	A	---	1,5	7,93	25,25	26,35	101,3	101,8	104,1	102,1	103,5	103,1	102,1	100,1
175	178	Z	---	2,0	8,27	26,18	27,28	105,6	106,1	107,7	102,9	108,4	108,0	105,1	98,8
176	179	Z	---	2,0	7,96	25,69	26,79	101,7	102,2	105,8	102,8	104,6	104,2	102,7	100,5
177	180	Z	---	2,0	7,63	24,70	25,80	97,5	98,0	101,8	102,7	100,3	99,9	99,1	101,0
178	181	Z	---	2,0	8,07	27,11	28,21	103,1	103,6	111,3	102,8	106,6	106,2	107,5	103,7
179	182	Z	---	2,25	7,53	24,81	25,91	96,2	96,7	102,3	102,9	99,0	98,6	99,4	102,5
180	183	A	---	2,5	8,02	25,93	27,03	102,4	102,9	106,8	103,5	106,0	105,6	103,3	100,2
181	184	A	---	2,5	7,85	25,34	26,44	100,3	100,8	104,9	103,4	103,8	103,4	100,9	100,0
182	185	A	---	2,5	8,32	25,59	26,69	106,3	106,8	105,3	103,6	100,0	99,6	102,6	95,5
183	186	A	---	2,5	8,32	26,28	27,38	106,3	106,8	108,1	103,6	100,0	99,6	104,6	97,9
184	187	T	---	3,0	7,40	24,27	25,37	94,5	95,0	100,2	103,9	98,4	98,0	96,3	101,2
185	188	Z	---	3,0	7,72	25,66	26,76	98,6	99,1	105,6	104,0	102,6	102,2	101,1	102,0
186	189	Z	---	3,0	7,44	25,49	26,59	95,0	95,5	105,0	103,9	99,0	98,6	100,3	104,9
187	190	Z	---	3,0	7,85	26,09	27,19	100,3	100,8	107,3	104,1	104,5	103,1	103,1	102,1
188	191	Z	---	3,25	7,81	25,72	26,82	99,8	100,3	106,0	104,4	104,2	103,8	101,3	100,9
189	192	A	---	3,25	7,91	25,94	27,04	101,0	101,5	106,9	104,5	105,7	105,3	101,9	100,3
190	193	Z	---	3,5	8,50	27,76	28,86	108,6	109,1	113,9	105,2	114,4	114,0	107,7	98,6
191	194	T	---	3,5	7,25	24,03	25,13	92,6	93,1	99,3	104,4	97,1	96,7	94,4	101,4
192	195	T	---	3,5	7,25	24,25	25,35	92,6	93,1	100,1	104,4	97,1	96,7	95,4	102,3
193	196	A	---	3,75	7,83	25,60	26,70	100,0	100,5	105,5	105,1	105,1	104,7	100,2	99,6
194	197	A	---	3,75	7,73	25,48	26,58	98,7	99,2	105,0	105,1	103,9	103,5	99,6	100,2
195	198	A	---	4,0	7,65	25,31	26,41	97,7	98,2	104,2	105,3	103,1	102,7	98,5	100,3
196	199	A	---	4,0	8,12	26,26	27,36	103,7	104,2	108,0	105,7	109,3	108,9	102,4	98,2
197	200	A	---	4,0	7,71	25,61	26,71	98,5	99,0	105,5	105,4	104,0	103,6	99,8	100,7
198	201	Z	---	4,0	7,60	25,57	26,67	97,1	97,6	105,3	105,3	102,5	102,1	99,4	101,8
199	202	Z	---	4,0	7,92	26,94	28,04	101,2	101,7	110,7	105,5	105,9	105,5	104,5	102,5
200	203	Z	---	4,0	7,76	25,90	27,00	99,1	99,6	106,7	105,4	104,5	104,1	100,9	101,2

Tabelle I (Fortsetzung).

A	B	C	D	E	F	G	H	I	K	L	M	N	O	P
Lfd. Nr.	Nr. der Original-liste	Antor	Re _{no} = Ametropie in Dioprien D _{in}	Hr _o = Hornhautradius in mm	AX _o = Achsenlänge der Original-liste in mm	AX _{w1} = wahre Achsenlänge in mm	Hr ₁ % Ur = u % % Ur	Hr ₁ % Vgl in % Vgl	AX _{w1} % Vgl in % Vgl	Re _h % in %	AX _{st} % Ur in % Ur	AX _{n1} % Vgl in % Vgl	AX _{C1} % Vgl in % Vgl	L ₁ % Vgl in % Vgl
201	204	Z	—	8,44	27,91	29,01	107,8	108,3	114,5	105,9	111,6	111,2	111,2	102,6
202	205	T	4,0	7,25	23,68	24,78	92,6	93,1	107,8	105,1	98,0	97,6	102,1	99,3
203	206	Z	—	8,00	27,82	28,92	102,2	102,7	114,2	106,3	108,6	108,2	106,7	103,7
204	207	A	4,5	8,02	27,09	28,19	102,4	102,9	111,3	106,3	108,8	108,4	104,4	101,3
205	208	Z	—	7,57	26,79	26,79	96,7	97,2	105,2	106,3	103,2	102,8	100,5	103,4
206	209	Z	—	7,67	25,60	26,70	98,0	98,5	105,5	106,7	104,7	104,3	98,5	100,0
207	210	A	—	8,20	28,08	29,18	104,7	105,2	115,1	107,2	112,3	111,9	106,8	101,4
208	211	T	—	7,65	23,68	24,78	97,7	98,2	97,9	106,7	104,3	103,9	92,3	93,8
209	212	T	—	7,45	25,40	26,50	95,2	95,7	104,6	106,5	101,5	101,1	97,6	102,0
210	213	A	—	8,02	26,76	27,86	102,4	102,9	110,0	107,7	110,3	109,9	102,4	99,0
211	214	A	—	8,12	26,48	27,58	103,7	104,2	109,0	107,8	111,4	111,0	101,3	97,1
212	215	A	—	7,42	25,93	27,03	94,8	95,3	106,7	107,8	102,2	101,8	98,2	103,0
213	216	A	—	7,95	27,50	28,60	101,5	102,0	112,9	108,3	109,9	109,5	103,7	101,6
214	217	T	—	7,70	25,83	26,93	98,4	98,9	106,5	108,1	106,4	106,0	98,2	99,2
215	218	T	—	7,35	26,54	27,64	93,9	94,4	109,1	109,0	102,4	102,0	98,8	104,5
216	219	A	—	8,04	28,85	29,95	102,7	103,2	118,2	109,8	112,9	112,5	106,4	103,0
217	220	T	—	7,75	27,00	28,10	99,0	99,5	111,0	110,8	111,4	111,0	98,2	98,6
218	221	T	—	8,0	26,30	27,40	97,1	97,6	108,2	110,6	107,6	107,2	97,0	99,3
219	222	T	—	8,05	27,27	28,37	102,8	103,3	112,0	111,3	112,1	111,7	102,1	99,8
220	223	Z	—	7,94	28,13	29,23	101,4	101,9	115,5	111,1	112,6	112,2	103,2	101,2
221	224	Z	—	7,43	26,42	27,52	94,9	95,4	108,8	110,4	109,5	109,1	94,0	98,4
222	225	A	—	7,30	25,31	26,41	93,2	93,7	104,2	110,3	103,3	102,9	93,5	99,8
223	226	T	—	7,45	27,94	29,04	95,2	95,7	114,6	111,8	106,5	106,1	104,3	104,3
224	227	T	—	7,10	25,28	26,38	90,7	91,2	104,2	111,1	100,9	100,5	92,8	101,7
225	228	T	—	7,10	24,88	25,98	90,7	91,2	102,6	111,1	100,9	100,5	91,7	100,4
226	229	T	—	7,45	26,12	27,22	95,2	95,7	108,6	111,8	106,6	106,2	99,9	99,6
227	230	T	—	7,55	27,25	28,35	96,4	96,9	111,9	113,2	109,0	108,6	97,4	100,4
228	231	T	—	7,35	26,83	27,93	93,9	94,4	110,3	112,9	106,0	105,6	96,6	102,2
229	232	T	—	8,00	30,84	31,94	102,2	102,7	126,1	114,0	116,6	116,2	108,2	105,2

Abweichung (b_1) von dem 100%-Ausgangswert, und ihre Streuung (σ_1) findet sich in Reihe 1, Spalte H. Die gleichen Werte für die Glieder der Reihe 2 sind in Reihe 1, Spalte A vermerkt.

In den meisten Fällen ließ sich die angelegte Korrelationstabelle noch besser deuten, wenn man außer dem Korrelationskoeffizienten die Mittelwerte und Streuungswerte der *einzelnen* Ordinatenreihen berechnete. Der unzureichende Umfang des vorhandenen Materials gestattete allerdings nicht die Mittelwertberechnung in jeder einzelnen Reihe, so daß zu dieser Berechnung mehrere benachbarte Ordinatenreihen miteinander vereinigt werden mußten. Auf Grund der erfolgten Zusammenziehung der nebeneinanderliegenden Ordinatenreihen, die gemeinsam zu den Berechnungen dienten, legte ich in den Tabellen die Spalten B, C, D, E und F an. Die Zahl der Glieder der einzelnen Spalten wurde als „n =“ in der Reihe 1 eingetragen, ebenso ihre mittlere Abweichung b_1 und ihre Streuung σ_1 . Für die Spaltenglieder der Reihe 2 der Tabellen trug ich die mittlere Abweichung b_2 in der Reihe 3 ein.

Trotz der erfolgten Zusammenziehung in den einzelnen Spalten blieb auf Grund der geringen Gliederzahl der mittlere Fehler noch so groß, daß auf seine Berechnung ganz verzichtet wurde. Den Berechnungsergebnissen kann daher eine volle Beweiskraft nicht zugesprochen werden. Das sich ergebende Bild war aber doch oft so eindeutig, daß sich aus ihm interessante Schlüsse ziehen ließen, die sich auf ihre Zuverlässigkeit durch Vergleich mit ebenso durchgerechneten *größeren* Tabellen nachprüfen ließen. In einzelnen der nachfolgenden Fälle hatte ich die Möglichkeit, unter Zuziehung meines eigenen größeren Materials eine solche Nachprüfung vorzunehmen.

Jeder Koordinationstabelle ist eine Ordinatenzeichnung angefügt.

In der Ordinatenzeichnung ist der prozentuale Maßstab für die Ordinatenwerte in den Spalten A und E angebracht, während sich in Spalte F der zugehörige Maßstab der Ordinatenwerte in „Millimetern“ oder „Dioptrien“ findet (Abszissenwerte in Reihe 8).

Ebenso sind in Reihe 6 die Abszissenwerte als Prozentualwerte und in Reihe 8 die zugehörigen „Millimeter-“ oder „Dioptrienwerte“ eingetragen. In Reihe 7 sind die Werte „ b_2 “ als Abszissenwerte eingetragen, während die zugehörigen Werte „ b_1 “ (und ebenso die zugehörigen σ_1 -Werte) in den Spalten B, C und D und in den Reihen 3, 4 und 5 als Ordinatenwerte eingezeichnet sind.

Durch Verbindung der in die Ordinatenzeichnung eingetragenen Mittelwerte miteinander erhält man die Mittelwertskurven M M. Ebenso werden die Streuungskurven σ — — — σ angelegt.

Der Verlauf und die Lage der Mittelwertskurve ließ meist recht gut erkennen, wie sich der Prüfungswert bei den verschiedenen Beziehungswerten des Abschnittes verhielt. In den meisten Fällen kam es ja darauf an, zu erkennen, ob die Mittelwerte der Ordinatenreihen einen Aufstieg oder Abstieg im Vergleich zu der 100%-Abszissenachse aufwiesen. Durch gleichzeitige Eintragung der absoluten Korrelationskurve D — D in die Abbildungen ließen sich aber auch die Abweichungen von absoluten Korrelationswerten prüfen. Die bei einzelnen Tabellen und Ordinatenzeichnungen vorgenommenen Abweichungen von diesem allgemein durchgeführten Anlageschema sind an Ort und Stelle beschrieben.

D. Hornhautradius (Hr_1) und Größenanlage des Augapfels ($u_1\%$).

Nach Abschnitt A kann jedes Auge von dem Urauge in seiner Größenanlage und in seiner Formanlage abweichen. Das prozentuale Größenverhältnis zum Urauge wird durch den Vergleichswert „ $u\%$ “ ausgedrückt, der aus der Größe des Hornhautradius, verglichen mit dem Radius des Urauges, berechnet wird. Durch die verschiedene Formanlage der verschiedenen Augen wird dieses Größenverhältnis, welches in reiner Form nur für den Hornhautradius gilt, für andere Großenteile des Auges durchbrochen. Es muß nun untersucht werden, mit welcher Annäherung man diesen Prozentsatz $u\%$ zur Beurteilung der Größe eines Auges überhaupt benutzen kann.

Der Hornhautradius schien mir als leicht und sicher zu messende wichtige optische Größe zur Darstellung von $u\%$ besonders geeignet zu sein. Die Meßtechnik erfordert keine unmittelbare Berührung des Untersuchten und keine Einbringung irgendwelcher Medikamente in den Bindehautsack, ein Vorteil, der bei Messungen in größerem Maßstabe sicher nicht unterschätzt werden darf. Allerdings besitzt die Hornhaut keine kugelförmige Gestalt, und die von dem zentralen, optisch wirksamen Teil gewonnenen Meßwerte, die ganz allgemein schlechtweg als Hornhautradius bezeichnet werden, stimmen mit den Radienwerten der peripheren Hornhautteile nicht überein. Da aber nach den Messungen von *Friede* u. a. bei flacher Hornhaut das Gefälle nach der Peripherie zu etwa ebenso wie bei stark gewölbter Hornhaut erfolgt, gibt gewöhnlich die Messung des zentralen Hornhautteiles doch ein ungefähres Bild von der Totalwölbung der Hornhaut ab. Optisch bedeutsam ist allein dieser zentrale Hornhautteil, dessen Brechkraft an der Brechung der in das Auge eintretenden Lichtstrahlen mit über 60% beteiligt ist.

Die Größe des Hornhautradius entspricht nicht — wie bei einem Kugelradius — dem halben Augapfeldurchmesser, sondern etwa einem Drittel des Augapfeldurchmessers, und kann außerdem selbständig variieren, so daß es nicht möglich ist, ohne weiteres aus der Größe des Hornhautradius, wie aus einem Kugelradius, Inhalt und Größe des Körpers zu berechnen.

Aber andererseits findet man meist weitgehende Beziehungen zwischen dem Hornhautradius und anderen wichtigen Größenmaßen des Augapfels. So wies *Berg* nach, daß zwischen dem Hornhautradius und den Querdurchmessern des Auges eine starke Korrelation besteht. *Berg* berechnete den Korrelationskoeffizient mit dem vertikalen Querdurchmesser „ $r = +0,672 (\pm 0,025)$ “ und mit dem horizontalen Querdurchmesser des Auges „ $r = +0,695 (\pm 0,033)$ “.

Die Beziehungen, die zwischen Hornhautradius und Längsdurchmesser des Auges bestehen, haben für die späteren Berechnungen besondere Bedeutung und sollen deshalb ausführlich in Abschnitt *F* dieser Arbeit untersucht werden. Sie tragen aber nicht wesentlich zur Klärung

der Frage bei, wieweit eine Übereinstimmung zwischen der Größe des Hornhautradius und der allgemeinen Größenanlage des Auges besteht, da bekanntlich bei Refraktionsanomalien der Längsdurchmesser sich unabhängig von der sonstigen Größe des Auges verkürzen oder verlängern kann und das Auge sich dann mehr oder weniger aus der annähernden Kugelgestalt in eine verkürzte oder verlängerte eiförmige Gestalt verwandelt. Nur bei einer Beschränkung dieser Untersuchungen auf rechtsichtige Augen wären wertvolle Ergebnisse zu erwarten. In dem Material der Tabelle I sind aber rechtsichtige Augen zu spärlich vertreten, um die Prüfung vornehmen zu können.

In der Einleitung wies ich darauf hin, daß man bei jedem Auge (auch beim Vorliegen einer Fehlsichtigkeit) eine rechtsichtige Grundform annehmen kann, aus der sich dann sekundär die Fehlsichtigkeit durch Achsenverkürzung oder Achsenverlängerung entwickelt. Diese rechtsichtige Grundform nannte ich die „Sekundärform“ und die zugehörige Achse entsprechend die „Sekundärachse“. Die Länge der Sekundärachse hat eine besondere Bedeutung, weil sie sich — wie in Abschnitt A besprochen — unmittelbar aus der modifizierten, d. h. für bestimmte Zwecke brauchbar gestalteten Brennweite des optischen Systems ergibt und daher als ein Maßstab für die Brechkraft des gesamten optischen Systems des Auges dienen kann.

Ein Vergleich der Hornhautbrechkraft mit der sekundären Achsenlänge ist deshalb nicht nur für die Beziehungen zwischen Hornhautradius und Größenanlage des Augapfels von Bedeutung, sondern klärt auch die Beziehungen zwischen Hornhautbrechkraft und Brechkraft des gesamten optischen Systems auf, so daß ich in dem Abschnitt E hierauf näher eingehen will.

Schließlich sei darauf hingewiesen, daß sich zu vergleichenden Berechnungen mit dem Hornhautradius auch die aus dem Gewicht des lebendfrischen Auges berechnete Gesamtmasse eignen müßte, wenn man berücksichtigt, daß sich diese Masse etwa mit der 3. Potenz des Grundmaßes ändert. *Weiß* maß bei emmetropischen erwachsenen Augen Gewichtsunterschiede zwischen 6,72 und 8,25 g, was einem Unterschied der zugehörigen Längenwerte von 1,87 : 2,02, d. h. etwa von 8% entsprechen würde. Aus gleichzeitigen Messungen der zugehörigen Hornhautradien müßten sich wertvolle Vergleichen ergeben, zu deren Zusammenstellung bis jetzt allerdings noch nicht ausreichendes Material vorliegt.

E. Hornhautradius (Hr_1) und sekundäre Achsenlänge (Ax_{e1}).

Der Begriff der Sekundärachse, auf deren Bedeutung ich bereits in Abschnitt D eingehend hingewiesen habe, tritt bei Betrachtung der Abb. I am klarsten zutage. Sie ist die Entfernung AB, d. h. der Abstand des Brennpunktes des optischen Systems vom Hornhautscheitel unter

Hinzufügung eines konstanten Größenwertes von 1,1 mm, der etwa der durchschnittlichen Dicke der hinteren Augapfelwand entsprechen dürfte. Die Sekundärachse entspricht somit der Achsenlänge eines rechtsichtigen Auges, das mit dem gleichen optischen System wie das untersuchte Auge ausgerüstet ist. Die Beziehungen zwischen Hornhautradius und Sekundärachse werden mit Hilfe einer Korrelationstabelle geprüft, die nach den Vorschriften des Abschnittes C angelegt wird. Dazu wird aus den Prozentualwerten der Tabelle 1, Spalte I ($Hr_1 \%_{Vgl}$) und der Spalte 0 ($Ax_{e1} \%_{Vgl}$) die Korrelationstabelle 2 gebildet, deren Korrelationskoeffizient $r = +0,80 (\pm 0,024)$ ist. Dieser

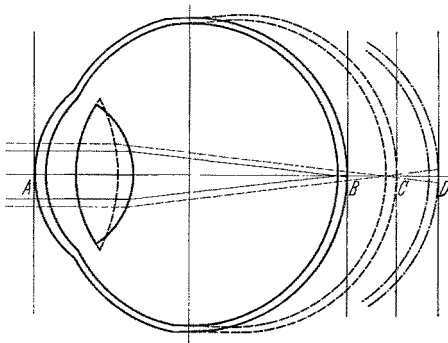


Abb. 1.

hohe Korrelationskoeffizient bedeutet eine weitgehende annähernd proportionale Übereinstimmung der Größe des Hornhautradius mit der Größe der sekundären Achsenlänge, oder anders ausgedrückt: eine starke Korrelation der Hornhautbrechkraft mit der Gesamtbrechkraft des ganzen optischen Systems, wie das bereits früher von anderer Seite festgestellt worden ist.

Die gegenseitigen Beziehungen treten in der zugehörigen Abb. 2

in Gestalt der engen Anschmiegung der Mittelwertskurve $M \dots M$ an die absolute Korrelationskurve $D - D$ noch klarer zutage. Nur bei extrem großer Sekundärachse, also bei einem optischen System mit besonders geringer Brechkraft, sind die Mittelwerte des Hornhautradius etwas geringer als die absoluten Korrelationswerte mit der Sekundärachse.

Die Streuungskurven $\sigma - - - - - \sigma$ verlaufen überall in geringem, annähernd gleichen Abstand von der Mittelwertskurve. Fast durchweg liegen sie in dem gleichen Quadranten mit der Mittelwertskurve und zeigen somit, daß nur in seltenen Ausnahmefällen die engen Beziehungen zwischen Hornhautradius und Sekundärachse durchbrochen werden.

In Ergänzung der Ausführungen in Abschnitt D ergibt sich auch hier, daß der Hornhautradius recht gut zur annähernden Größenbeurteilung — wenigstens der rechtsichtigen Grundform jeden Auges — benutzt werden kann. Bei vorliegender Refraktionsanomalie müssen natürlich nach den früheren Ausführungen entsprechende Verkürzungs- oder Verlängerungswerte angewendet werden.

F. Hornhautradius (Hr_1) und wahre Achsenlänge (Ax_{w1}).

Aus den Prozentwerten der Tabelle 1 Spalte I ($Hr_1 \%_{Vgl}$) und Spalte K ($Ax_{w1} \%_{Vgl}$) wird die Korrelationstabelle 3 gebildet, deren Korrelations-

koeffizient $r = + 0,37 (\pm 0,057)$ ist. Daraus ergibt sich, daß die Korrelationsbeziehungen zwischen Hornhautradius und wahrer Achsenlänge viel schwächer sind als zwischen Hornhautradius und sekundärer

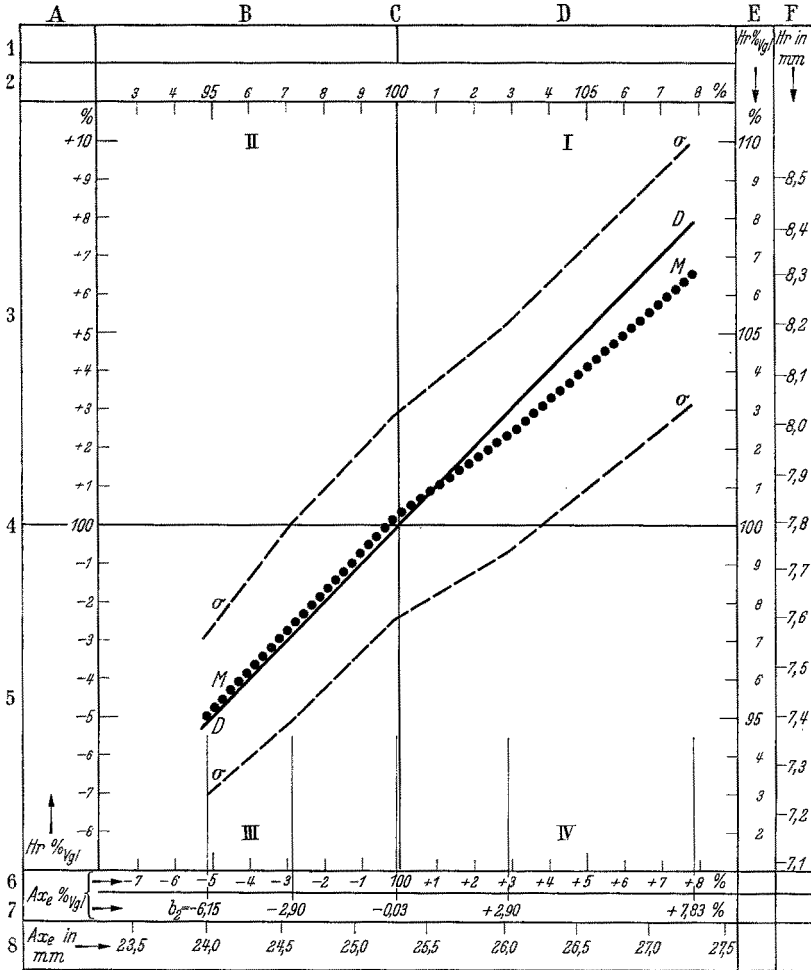


Abb. 2 (zu Tabelle 2).

Achsenlänge (Abschnitt E). Die Ursache liegt in der selbständigen Veränderlichkeit der wahren Achsenlänge, die bei Refraktionsanomalien eintritt. Die Korrelationsbeziehungen zwischen Hornhautradius und wahrer Achsenlänge lassen sich demzufolge auch nur sehr unsicher durch den Korrelationskoeffizienten zum Ausdruck bringen. Denn die Größe dieses Koeffizienten wird vollständig von der zufälligen Zusammensetzung des

	A	B	C	D
1	$Ax_g 1\%$ $n = 229$ $b_1 = -0,01$ $(\pm 0,26)$ $\sigma_1 = \pm 3,87$	$n = 27$ $b_1 = -5,04$ $\sigma_1 = \pm 2,02$	$n = 52$ $b_1 = -2,60$ $\sigma_1 = \pm 2,51$	$n = 78$ $b_1 = +0,13$ $\sigma_1 = \pm 2,66$
2		1 4 3 9 10	16 15 21	27 26 25
3		$b_2 = -6,15$	$b_2 = -2,90$	$b_2 = -0,03$
4	7			
	6			
	115%			
	4			
	3			
5	2			
	1			
	110%			
	9			
	8			
6	7			
	6		1	1 1 1
	105%			1 1
	4			1 1
	3			2 2
7	2		1	4 4 1
	1		2 2	4 5 6
	100%		2 2	4 1 3
	9		2 1 2	4 3 1
	8		1 2 4	7 3 4
8	7	1 3 1	3 6 4	2 1 2
	6	1 1 2	1 2 2	4
	95%	2 1	4 1	
	4	1 1 2	2 1 3	1 1
	3	1 1 2 2		
9	2		1	
	1	1 1		
7		9 90% 1 2 3 4 95%	6 7 8	9 100% 1
8		$Ax_g \% \rightarrow$		
9				

untersuchten Materials abhängig sein. Bei einer starken Häufung von rechtsichtigen Augen (deren Achsenlänge mit der sekundären Achsenlänge übereinstimmt) wird man einen hohen Koeffizienten berechnen können, während bei einem Mangel an Rechtsichtigkeiten in dem Material der Koeffizient entsprechend niedriger ausfallen wird. Einen besseren Einblick in die Beziehungen zwischen diesen beiden Werten erhält man durch Betrachtung der Mittelwertskurve in Abb. 3. Denn diese zeigt, daß bei größeren Achsenlängen selbst dann, wenn die Grenze der bei Rechtsichtigkeit meist vorkommenden Größenwerte überschritten wird

belle 2.

E	F	G	H
n = 48 b ₁ = + 2,29 σ ₁ = ± 2,99	n = 24 b ₁ = + 6,46 σ ₁ = ± 3,33		Hr ₁ % n = 229 b ₁ = + 0,02 (± 0,28) σ ₁ = ± 4,16
19 15 14	6 4 4 5 2 2 1		r = + 0,80 (± 0,024)
b ₂ = + 2,90	b ₂ = + 7,83		↓
	1	+ 15%	1
	1	+ 10%	1
	1 1		2
1 1 2	1 1 1		4
1 1 3	2 1		6
1 2 2	1	+ 5%	11
1	1 1 1		8
4 3 3	1 2 1 1		8
3 2 2	1		19
1 3 1			18
			24
2 1 1		0%	16
2			15
2 2			28
1			24
		- 5%	13
			8
1			12
			7
			1
		- 10%	2
2 3 4	105% 6 7 8 9 110% 1 2 3 4 115% 6		

(vgl. *Tron* und Tabelle 11 dieser Arbeit), durchschnittlich noch ein leichtes Wachsen des Hornhautradius festgestellt werden kann. Betrachten wir entsprechend den Ausführungen in Abschnitt D den Hornhautradius als einen Maßstab für die Größenentwicklung des Augapfels, so folgert daraus, daß auch im fehsichtigen Auge trotz der *selbständigen* Veränderlichkeit der Augachse diese verschiedene Größenanlage des ganzen Augapfels nachgewiesen werden kann, und daß sich auch hier der Hornhautradius zu einer gewissen Beurteilung der Größenanlage des Auges benutzen läßt.

Ta -

	A	B ¹	B ²	C	D	E
1	Δx_w % vgl n = 229 $b_1 = +0,45$ ($\pm 0,42$) $\sigma_1 = \pm 6,32$	n = 16 $b_1 = -1,75$ $\sigma_1 = \pm 3,70$	n = 34 $b_1 = -1,56$ $\sigma_1 = \pm 3,83$	n = 48 $b_1 = -1,48$ $\sigma_1 = \pm 3,12$	n = 46 $b_1 = +0,28$ $\sigma_1 = \pm 3,09$	n = 27 $b_1 = +0,67$ $\sigma_1 = \pm 4,39$
2		→ 2 2 1 3 3 5	6 12 16	11 22 15	20 13 13	12 8 7
3		$b_2 = -10,0$	$b_2 = -5,71$	$b_2 = -2,92$	$b_2 = -0,15$	$b_2 = +2,81$
4	7 6 115% 4 3 2 1 110% 9 8 7 6 105% 4 3 2 1					
5	100%					
6	9 8 7 6 95% 4 3 2 1 ↑ 90% Hr % vgl					
7		4 85% 6 7 8 9 90% 1 2	3 4 95%	6 7 8	9 100% 1	2 3 4
8		Δx_w % vgl →				
9						

G. Hornhautradius (Hr_1) und Fehlsichtigkeit (Re_1).

Die Hornhautrefraktion bei Refraktionsanomalien ist verschiedentlich untersucht worden. Nach den Angaben von Tron konnte Sulzer an einem großen Material feststellen, daß sich im allgemeinen bei Myopie eine höhere Hornhautbrechkraft findet als bei Hyperopie. Von anderer Seite wurde diese Beobachtung bestätigt. Auch Steiger fand durchschnittlich bei übersichtigen Augen einen größeren Hornhautradius als

belle 3.

F ¹	F ²	G	H
n = 23 b ₁ = + 1,17 σ ₁ = ± 3,52	n = 35 b ₁ = + 2,80 σ ₁ = ± 5,11		Hr ₁ % vgl n = 229 b ₁ = + 0,02 (± 0,28) σ ₁ = ± 4,16
6 11 6	11 4 3 5 3 1 2 3 1 1	1	r = + 0,37 (± 0,057)
b ₂ = + 6,0	b ₂ = + 11,17		↓
	1	+15%	1
	1		1
	1	+10%	1
1 1	1 1		2
	1		4
	2		6
	1	+ 5%	11
	2 1		8
	1 1 1 1		8
	1 1 1	1	19
1 1	1		18
	1		24
1 1	1	0%	16
1 3 1	1		15
1	1		28
	1		24
2	1		13
	1	- 5%	8
	1 1		12
	1		7
		-10%	1
			2
105% 6 7	8 9 110% 1 2 3 4 115% 6 7 8 9 120% 1 2 3 4 125% 6 7 8		

bei kurzsichtigen Augen. *Wibaut* bestätigte diese Beobachtung für kindliche Augen. Dagegen fand er mit zunehmendem Alter ein derartiges Absinken des Korrelationskoeffizienten, daß er für das erwachsene Alter jegliche Beteiligung des Hornhautradius an der Herbeiführung einer Refraktionsanomalie ablehnt.

Zur Prüfung dieser Frage wird aus den Prozentwerten der Tabelle I Spalte I (Hr₁ % vgl) und Spalte L (Re_{n1} %) die Korrelationstabelle 4

Ich konnte mit eigenem größeren Material eine Nachprüfung der vorstehenden Ergebnisse vornehmen. Wie ich in Heidelberg berichtete, ist der Hornhautradius bei erwachsenen männlichen Augen durchschnittlich um 1,7% größer als bei erwachsenen weiblichen Augen. Bei gemeinsamer Benutzung von männlichen und weiblichen Augen

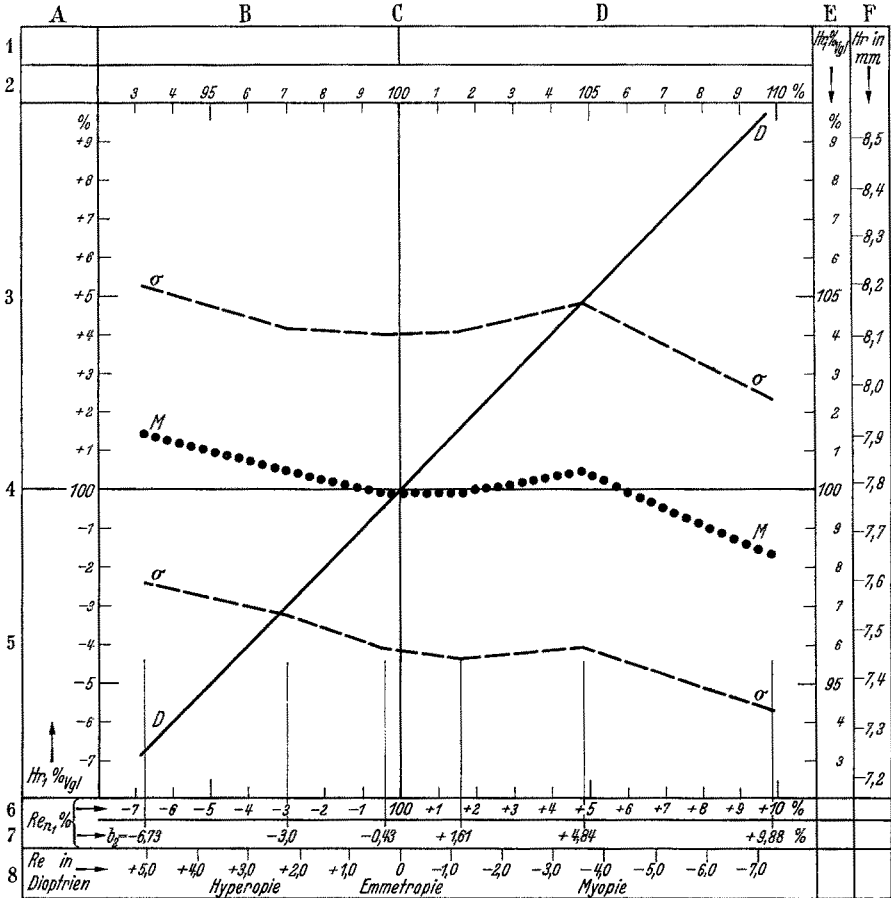


Abb. 4 (zu Tabelle 4).

mußte dieser Geschlechtsunterschied ausgeglichen werden, was nach Formel 21 Beiträge IV durch Darstellung des jedesmaligen Hornhautradius als Prozentwert des passenden geschlechtsgleichen Vergleichs- auges möglich war. Es wurden die Hornhautradien von 2604 erwachsenen männlichen und weiblichen Augen gemessen. Stärker astigmatische Augen wurden ausgelassen. Als Refraktion dieser Augen (Brillenglasrefraktion bei 12 mm Hornhautscheitelabstand) wurde der Mittelwert zwischen den Refraktionsbestimmungen in den beiden astigmatischen

	A	B	C	D	E ¹
1	Re ₁ % n = 229 b ₁ = + 0,59 (± 0,39) σ ₁ = ± 4,48	n = 28 b ₁ = + 1,39 σ ₁ = ± 3,87	n = 19 b ₁ = + 0,47 σ ₁ = ± 3,72	n = 105 b ₁ = - 0,07 σ ₁ = ± 4,10	n = 28 b ₁ = - 0,11 σ ₁ = ± 4,25
2		→ 2 1 4 8 6 7	5 9 5	45 60	17 5 6
3		b ₂ = - 6,73	b ₂ = - 3,0	b ₂ = - 0,43	b ₂ = + 1,61
4	7 6 115% 4 3 2 1 110% 9 8 7 6 105% 4 3 2 1			1 1 1 1 1 2 4 1 2 1 2 2 4 1 4 4 9	1 1 1 1 1 1 1 1 1 2 1
5	100%		1 1	5 5	1
6	9 8 7 6 95% 4 3 2 1 ↑ 90% Hr ₁ % vgl	3 1 1 1 1 2	1 1 1 1 1 1 1	5 3 10 5 4 11 2 2 2 3 4 2 1	1 1 2 1 3 1 1 1 3 3
7		9 90% 1 2 3 4 95%	6 7 8	9 100%	1 2 3
8		Re _{u1} % →			
9					

Hauptmeridianen benutzt, und dieser Refraktionswert (nach Tabelle 6, Spalte D, Beiträge IV) als Prozentwert ausgedrückt. Der Korrelationskoeffizient der mit diesen Prozentwerten angelegten Tabelle 5 war $r = -0,12$ ($\pm 0,02$). Die zugehörige Mittelwertskurve der Abb. 5 ergab einen ganz ähnlichen Verlauf wie die Mittelwertskurve der Abb. 4. Wie wir aus dem Verlauf der Kurve aber erschen, erreicht die Kurve bereits bei mäßigen Myopien ihren Tiefstand und verläuft bei weiter zunehmenden Myopien fast ohne weiteres Gefälle fort. Das kann so gedeutet werden,

belle 4.

E ²			F							G	H		
n = 25 b ₁ = + 0,40 σ ₁ = ± 4,47			n = 24 b ₁ = - 1,75 σ ₁ = ± 4,03								Hr ₁ % vgl n = 229 b ₁ = + 0,02 (± 0,28) σ ₁ = ± 4,16		
10	9	6	4	5	1	3	6	2	2	1	r = - 0,143 (± 0,065)		
b ₂ = + 4,84			b ₂ = + 9,88										
											+ 15%	1	
												1	
											+ 10%	1	
	1											2	
2		1										4	
												6	
												11	
											+ 5%	8	
			1									8	
1			1			1	1		1			19	
			1				1					18	
1	1		1									24	
1	1						1				0%	16	
1	2		1									15	
	2						1					28	
		1										24	
												13	
1												8	
1											- 5%	8	
							1	1				12	
												7	
2	1											1	
												2	
								2					
4	105%	6	7	8	9	110%	1	2	3	4	115%	6	7

daß die Beteiligung der Hornhautrefraktion an der Herbeiführung einer Myopie nur für geringgradige Myopien in Betracht kommt, bei höhergradigen Myopien aber keine Rolle mehr spielt.

Da es bei der größeren Masse des zur Verfügung stehenden Materials möglich war, bei den Mittelwerten der einzelnen Spalten den mittleren Fehler zu berechnen, und sich aus der Berechnung ergab, daß die Unterschiede zwischen den einzelnen Mittelwerten auch durch den dreifachen mittleren Fehler nicht überbrückt wurden, so konnten die Ergebnisse

der Tabelle 5 als ziemlich zuverlässig gelten. Auf Grund der Übereinstimmung der Werte mit der Tabelle 4 und Abb. 4 glaube ich berechtigt

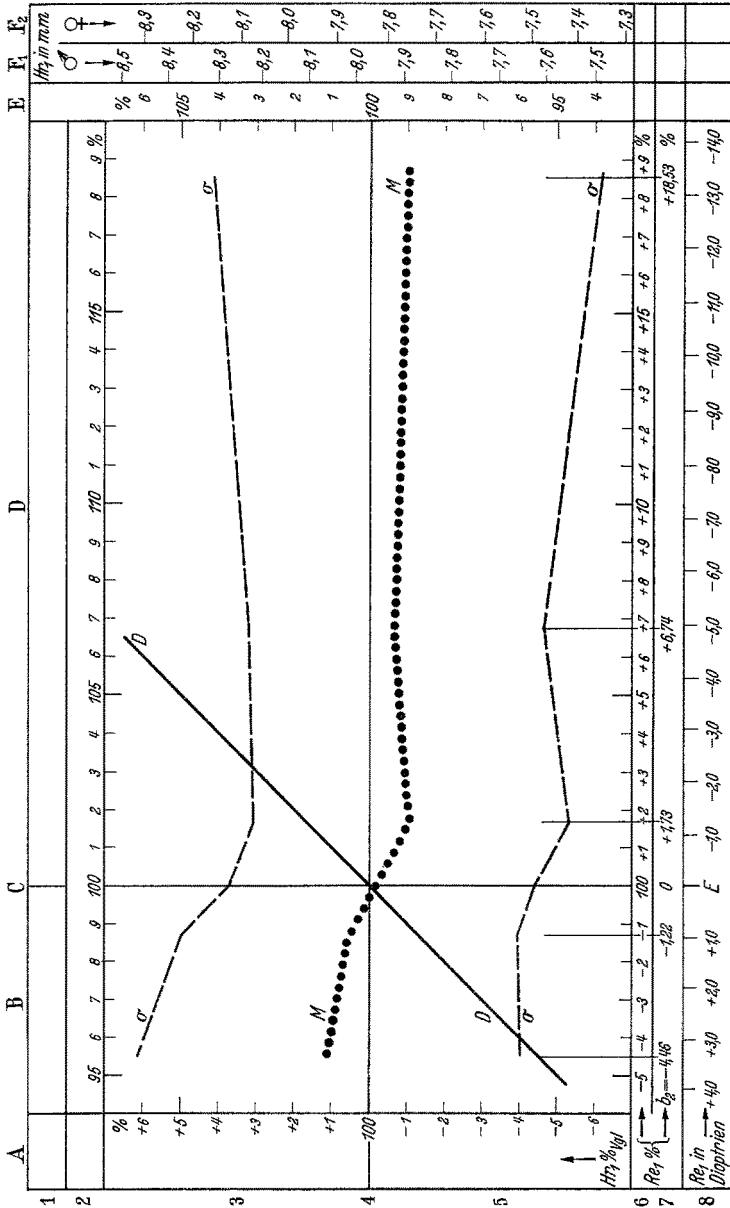


Abb. 5 (zu Tabelle 5).

zu sein, die Ergebnisse auch der an sich zu kleinen Tabelle 4 für benutzbar zu halten.

Da in Tabelle 5 und Abb. 5 die Prozentualwerte des Hornhautradius für Männer und Frauen getrennt durch Vergleich mit den Größenwerten verschieden großer Vergleichsaugen (nämlich des männlichen und weiblichen Durchschnittsauges) gewonnen wurden, beziehen sie sich auf verschieden große absolute Werte. Um die gemessenen absoluten Größenwerte von *beliebigen* männlichen und weiblichen Hornhautradien bei Refraktionsanomalien an Hand der Abb. 5 beurteilen zu können, habe ich in Abb. 5 in der Spalte F_1 die zu den einzelnen Prozentualwerten zugehörigen männlichen, in Spalte F_2 die zugehörigen weiblichen absoluten Größenwerte des Hornhautradius eingetragen. Je nachdem, ob es sich um ein männliches oder weibliches Auge handelt, legt man durch den zugehörigen Ordinatenwert der Spalte F_1 oder F_2 eine Abszissenachse (Lineal) und prüft unter Berücksichtigung der vorliegenden Fehlsichtigkeit nach, ob der gemessene Wert über oder unter der Mittelwertskurve liegt, also relativ groß oder klein ist, und wie er sich zu den Streuungswerten bei der Refraktion des Auges verhält. In den Spalten E und F der Abbildung kann abgelesen werden um wieviel „Prozent“ bzw. „Millimeter“ er sich von diesen Mittelwerten oder Streuungswerten unterscheidet.

NB. In den anderen Abbildungen der Arbeit können ähnliche Ablesungen gemacht werden. Nur muß hier entsprechend den in Abschnitt B gemachten Ausführungen berücksichtigt werden, daß das den übrigen Abbildungen und Tabellen zugrunde gelegte Material zu klein ist, um einwandfreie absolute Werte festlegen zu können. Auch ist zu berücksichtigen, daß die absoluten Größenwerte der wahren Achsenlänge in Tabelle 2 auffallend groß sind (vgl. Abschnitt 2). Für absolute Größenbestimmungen sind deshalb noch weitere Messungen erforderlich.

H. Linsenwertigkeit ($L_1\%$).

Die Ansichten über die Bedeutung der Linsenbrechkraft bei der Entstehung von Refraktionsanomalien sind geteilt. *Czellitzer*, *Zeeman*, *Tron* u. a. konnten feststellen, daß recht erhebliche Unterschiede in der Linsenbrechkraft vorkommen. Sie konnten Unterschiede von mehr als 14 D messen. *Tron* stellte aus seiner Zusammenstellung, der ja auch meine vorstehend benutzte Tabelle 1 entstammt, mehrere Augen zusammen, deren Linsen sich so stark voneinander unterschieden. Es ist demgemäß verständlich, daß die Richtigkeit der *Steigerschen* Untersuchungen beanstandet worden ist, weil *Steiger* die Brechkraft der Linse für unwesentlich hielt und sie bei seinen Achsenlängenberechnungen nicht mitberücksichtigte.

Aber bereits *Arlt* maß der Linsenbrechkraft bei der Herbeiführung von Refraktionsanomalien nur eine untergeordnete Bedeutung bei. Es erschien mir deshalb besonders wertvoll, mit Hilfe der prozentualen Berechnung die Bedeutung der Linse in den Augen der Tabelle 1 eingehend zu prüfen, zumal von dem Ergebnis dieser Untersuchung vielerlei

weitere Fragen, wie die Zuverlässigkeit der leicht berechenbaren scheinbaren Achsenlänge, abhingen.

Bei der Bewertung der Linsenbrechkraft werden oft zwei Punkte nicht genügend berücksichtigt. Unter Brechkraft einer Linse versteht man im allgemeinen den Kehrwert der bildseitigen Brennweite in Luft. Im Auge wirkt die Linse aber in einem Medium — dem Kammerwasser und dem Glaskörper —, welches selbst einen erhöhten Brechungskoeffizienten besitzt. Die Brechwirkung der in situ liegenden Linse wird dadurch wesentlich herabgesetzt; entsprechend vermindern sich auch die zwischen den Linsen verschiedener Augen festgestellten Brechwirkungsunterschiede. Als Beispiele seien die in Tabelle 2, Beiträge IV genannten Linsen Nr. 1—13 angeführt, die nach Spalte B dieser Tabelle einen Brechkraftunterschied von 13,28 D aufweisen. Untersucht man die Brechwirkung dieser Linsen in situ, d. h. in ihrer natürlichen Lage zwischen Kammerwasser und Glaskörper liegend, so findet man statt dessen einen Unterschied von 10,18 Brechwertseinheiten.

Von noch größerer Bedeutung ist der Umstand, daß die Augen erwachsener Menschen auch unabhängig von etwaigen Refraktionsanomalien oft erhebliche Größenunterschiede aufweisen. In einem kleineren Auge kann eine kleinere Linse mit stärker gewölbten Begrenzungsflächen und entsprechend höherer Brechkraft die gleiche optische Wirkung haben wie eine größere, flacher gewölbte und daher schwächer brechende Linse in einem größeren Auge.

Eine Prüfung der Linsenbrechkraft ohne gleichzeitige Berücksichtigung der Organgröße, in dem die Linse wirkt, kann deshalb zu irrigen Schlüssen führen. Wir werden die Linsenbrechkraft verschiedener Augen nur dann richtig bewerten können, wenn wir gleichzeitig die Augapfelgröße prüfen.

Diese Gesichtspunkte veranlaßten mich, in Abschnitt D, Beiträge IV den Begriff der „Linsenwertigkeit“ einzuführen, d. h. die Wirkung der Linse danach zu beurteilen, um wieviel Prozent die Achsenlänge des Urauges oder seiner in „n“-Werten gemessenen Größenvariation durch veränderte Linsenbrechkraft geändert wird (s. Beiträge IV und Einleitung dieser Arbeit).

Die in Spalte P der Tabelle 1 berechneten Linsenwertigkeiten ($L_1 \%_{Vg1}$) der *Tronschen* Sammlung habe ich in Tabelle 6 nach ihren Abweichungen von 100% geordnet.

Aus Spalte F der Tabelle 6 ergibt sich, daß fast 94% aller Fälle sich von 100% um weniger als 4,5% unterscheiden, und nur 1,8% aller Fälle weichen mehr als 5,5% von 100% ab. Unter 229 Fällen konnte nur bei einem einzigen Fall eine Abweichung von 9% festgestellt werden.

In Abb. 6 ist die Linsenwertigkeit aus Tabelle 1 als Variationspolygon dargestellt. Die Variationskurve schmiegt sich der zugehörigen Binominalkurve ziemlich gut ohne besonderen Exzeß oder Schiefheit an. Allerdings gibt die Kurve keinen ganz richtigen Einblick in die Ver-

Tabelle 6.

A	B	C	D	E	F
Lfd. Nr.	Linsenwertigkeit in %	Durchschnittliche Abweichung der Linsenwertigkeit von 100 % in %	Zahl der Fälle (Gesamtzahl 229)	Zahl der Fälle berechnet in %	
1	99,5—100,4%	0	38	16,6	} < ± 2,5 : 68,2%
2	98,5—99,4 und 100,5—101,4	± 1,0	65	28,4	
3	97,5—98,4 „ 101,5—102,4	± 2,0	53	23,1	
4	96,5—97,4 „ 102,5—103,4	± 3,0	43	18,8	} < ± 3,5 : 87,0%
5	95,5—96,4 „ 103,5—104,4	± 4,0	16	7,0	
6	94,5—95,4 „ 104,5—105,4	± 5,0	10	4,4	} < ± 4,5 : 93,9%
7	93,5—94,4 „ 105,5—106,4	± 6,0	2	0,9	
8	92,5—93,4 „ 106,5—107,4	± 7,0	1	0,4	} < ± 5,5 : 98,2%
9	91,5—92,4 „ 107,5—108,4	± 8,0	0	0	
10	90,5—91,4 „ 108,5—109,4	± 9,0	1	0,4	

teilung der Linsenwertigkeit in der Population, da das für die Darstellung benutzte Material der Tabelle 1 ein relatives Überwiegen an Fehlsichtigkeiten aufweist. Bei den späteren Untersuchungen dieser Arbeit wird sich aber zeigen, daß die Linsenwertigkeit nur sehr wenig von der Totalrefraktion des Augapfels abhängt, so daß die Kurve der Tabelle 6 kaum von der einseitigen Zusammensetzung des Materials in Tabelle 1 beeinflußt sein dürfte. Andererseits ist die Frage, ob die Kurvenform des Variationspolygons einheitlich zu deuten ist oder ob sie durch Überlagerung verschiedener abweichender Polygonformen entstanden sein könnte — wie das nach *Waardenburg* bei dem Variationspolygon des Hornhautradius vielleicht anzunehmen ist — noch nicht näher geprüft worden. Die Kleinheit des benutzten Materials verbietet hier an sich schon, die Polygonform zu einer sicheren Deutung zu benutzen.

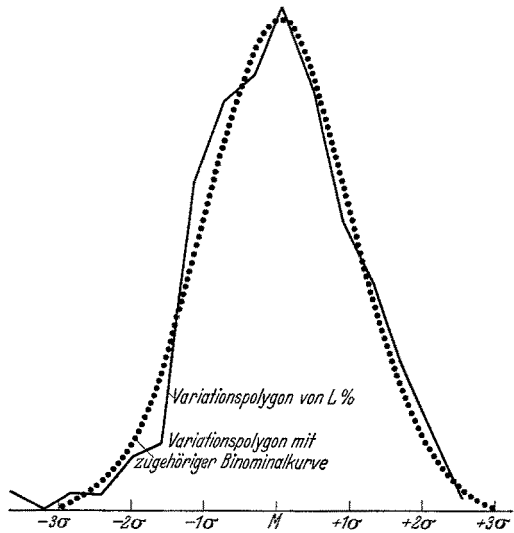


Abb. 6. Variationspolygon der Linsenwertigkeit.

I. Linsenwertigkeit ($L_1\%$) und Hornhautradius (Hr_1).

Aus den Prozentwerten der Tabelle 1 Spalte P ($L_1\%_{vgl}$) und Spalte I ($Hr_1\%_{vgl}$) wird die Korrelationstabelle 7 gebildet, deren Korrelations-

	A	B	C	D
1	Hr ₁ % vgl n = 229 b ₁ = + 0,02 (± 0,28) σ ₁ = ± 4,16	n = 30 b ₁ = + 1,33 σ ₁ = ± 1,99	n = 65 b ₁ = + 0,71 σ ₁ = ± 2,43	n = 55 b ₁ = - 0,31 σ ₁ = ± 1,91
2		2 1 7 12 8	13 24 28	15 16 24
3		b ₂ = - 6,20	b ₂ = - 2,77	b ₂ = + 0,16
4	3 2 1 110% 9 8 7 6 105% 4 3 2 1			
5	100%	1 2 1	2 6 5	5 1 7
6	9 8 7 6 95% 4 3 2 1 90% 9 8 ↑ L % 7	2 1 1 1 1 1 1 1 2 1 2 2 4	2 3 3 1 1 1 1 3 2 1 1	1 5 3 4 2 4 1 3 3 1 1
7		8 9 90% 1 2 3 4 95%	6 7 8	9 100% 1
8		Hr % →		
9				

koeffizient $r = -0,42 (\pm 0,054)$ ist. Die Beziehungen der beiden Berechnungsgrößen „L₁ %“ und „Hr₁ %“ zueinander bedürfen aber einer besonderen Deutung. Denn die Linsenwertigkeit ist kein selbständiger Größenwert, der einen unmittelbaren Vergleich mit dem gleichen Wert des Urauges zuläßt, wie das bei dem Hornhautradius möglich ist. Sie zeigt uns, wie sich eine bestimmte Linsenbrechkraft in einer Änderung der in „n“-Werten gemessenen Sekundärachse des Auges auswirkt; dadurch kann zwar kein unmittelbarer, aber ein proportionaler Vergleich mit der Wirkung der Urolinse durchgeführt werden. Die Linsenwertigkeit

belle 7.

E	F	G	H
n = 45 b ₁ = -0,36 σ ₁ = ± 2,27	n = 34 b ₁ = -2,21 σ ₁ = ± 2,27		L ₁ %V _g ¹ n = 229 b ₁ = -0,10 (± 0,16) σ ₁ = ± 2,44
18 19 8	8 11 6 4 2 1 1	1	r = -0,42 (± 0,054)
b ₂ = + 2,78	b ₂ = + 6,97		
		+ 10%	
1 1 1 1		+ 5%	1 6 11 18 22 32
1 2 1 1 2 4 2	1 1		
2 4	1 1	0%	38
1 4 4 1 2 5 3 3	2 2 1 1 3 4 2 1 2 1 1 2 1 1		33 31 25 5 4 1 1
	1 1	- 5%	1 1
	1	- 10%	1
2 3 4	105% 6 7 8 9 110% 1 2 3 4 115% 6 7 8		

wird damit aber auch von dem Größenwert des Auges „u%“, der dem Prozentwert des Hornhautradius entspricht, abhängig.

Aus Tabelle 7 können wir das Verhalten der Linsenwertigkeit — d. h. der Linsenbrechkraft unter Berücksichtigung der Größenanlage des Auges — bei verschiedener Größe des Hornhautradius ablesen. Der berechnete Korrelationskoeffizient ist aber anders als üblich zu deuten. Denn der absolute Korrelationswert mit dem Hornhautradius ist hier nicht ein mit dem prozentualen Größenwert des Hornhautradius übereinstimmender Größenwert der Linsenwertigkeit, sondern in jedem Fall

der „100%“-Wert der Linsenwertigkeit. Dieses Verhalten kommt deutlicher in der Abb. 7 zum Ausdruck. Hier entspricht nicht, wie in den anderen Abbildungen, die Linie D — D der absoluten Korrelationskurve, sondern vielmehr die 100% Abszissenachse der Abbildung. Man sieht, daß mit zunehmender Größe des Hornhautradius die Mittelwertskurve der Linsenwertigkeit fällt. Bei einem kleinen Hornhautradius, also bei hoher Brechkraft der Hornhaut, findet sich durchschnittlich eine etwas größere Linsenwertigkeit; d. h. die Brechkraft der Linse

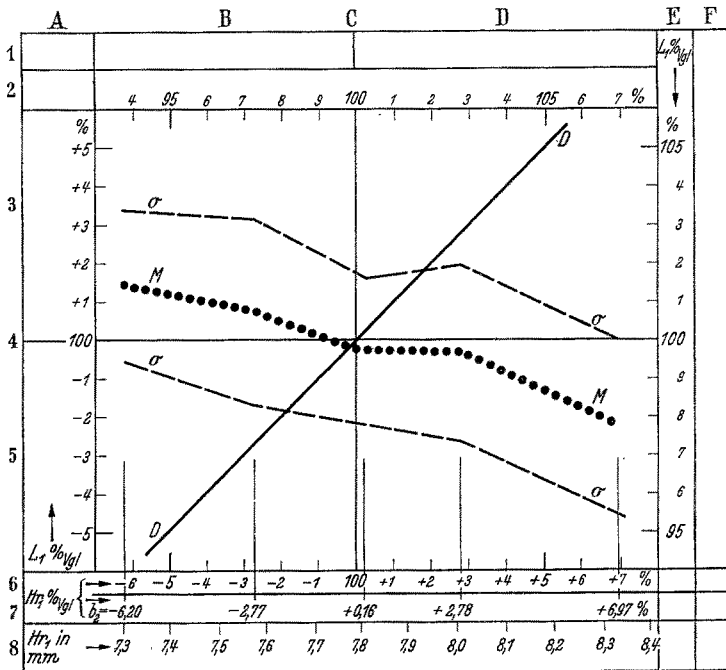
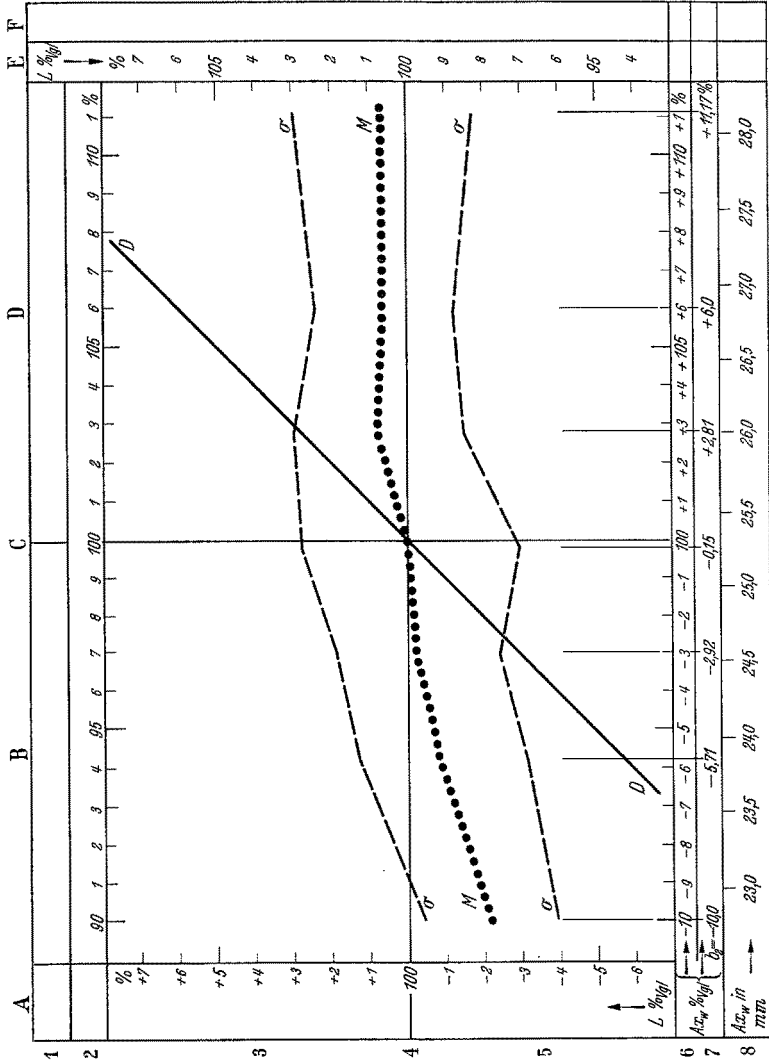


Abb. 7 (zu Tabelle 7).

ist hier durchschnittlich proportional etwas geringer als die Brechkraft der Hornhaut. Umgekehrt finden wir durchschnittlich bei einem großen Hornhautradius, also bei geringer Brechkraft der Hornhaut, proportional eine etwas höhere Brechkraft der Linse. Es soll hier nicht näher untersucht werden, ob in dem gemeinsamen optischen System (Hornhaut = Linse) die Hornhaut oder die Linse als das selbständig variierende Element anzusehen ist, zumal in dieser Tabelle die Brechkraft der Linse nicht in absoluten, sondern in relativen Größen zum Ausdruck kommt. Es mag aber darauf hingewiesen werden, daß bereits im Jahre 1909 *Straub* erwähnt, daß sich bei besonders kleinen Hornhautradien meist relativ größere Linsenradien finden und umgekehrt.

K. Linsenwertigkeit ($L_1\%$) und wahre Achsenlänge (Ax_{w1}).

Aus den Prozentwerten der Tabelle 1, Spalte P ($L_1\%_{Vgl}$) und Spalte K ($Ax_{w1}\%_{Vgl}$) wird die Korrelationstabelle 8 gebildet, deren Korrelations-



Ta -

	A	B ¹	B ²	C	D	E
1	$Ax_{w_1} \% v_{gl}$ $n = 229$ $b_1 = +0,45$ $(\pm 0,42)$ $\sigma_1 = \pm 6,32$	$n = 16$ $b_1 = -2,13$ $\sigma_1 = \pm 1,76$	$n = 34$ $b_1 = -0,97$ $\sigma_1 = \pm 2,22$	$n = 48$ $b_1 = -0,25$ $\sigma_1 = \pm 2,18$	$n = 46$ $b_1 = -0,04$ $\sigma_1 = \pm 2,84$	$n = 27$ $b_1 = +0,78$ $\sigma_1 = \pm 2,23$
2		→ 2 2 1 3 3 5	6 12 16	11 22 15	20 13 13	12 8 7
3		$b_2 = -10,0$	$b_2 = -5,71$	$b_2 = -2,92$	$b_2 = -0,15$	$b_2 = +2,81$
4	3 2 1 110% 9 8 7 6 105% 4 3 2 1				1	1 1
5	9 8 7 6 95% 4 3 2 1 90% $L_1 \uparrow \% v_{gl}$ 8					1 1 1 3
6						1 1 1 1 1
7						1 1 1 1 1
8						1 1 1 1 1
9						1 1 1 1 1
		85% 6 7 8 9 90% 1 2	3 4 95%	6 7 8	9 100% 1	2 3 4
		$Ax_{w_1} \% v_{gl} \rightarrow$				

Auf die wichtigen Folgerungen aus dieser Feststellung werde ich in Abschnitt T eingehen. Die Streuungskurven in Abb. 8 verlaufen in kleinem Abstand von der Mittelwertskurve. Sie liegen zum größten Teil in dem gleichen Quadranten, in dem jedesmal die Mittelwertskurve verläuft. Der größte Teil der gestreuten Werte stimmt also in seinem Verhalten bei verschiedenen großen Achsenlängen mit den Mittelwerten annähernd überein, d. h. bei großen Achsenlängen finden wir meist eine größere Linsenwertigkeit, eine relativ größere und flacher gebaute Linse, und bei kleineren Achsenlängen ist die zugehörige Linse meist auch etwas kleiner und stärker brechend.

belle 8.

F ¹	F ²										G	H	
n = 23 b ₁ = + 0,61 σ ₁ = ± 1,88	n = 35 b ₁ = + 0,69 σ ₁ = ± 2,32											L ₁ % _{Vgl} n = 229 b ₁ = - 0,10 (± 0,16) σ ₁ = ± 2,44	
6 11 6	11 4	3	5 3	1 2	3	1	1				1	r = + 0,32 (± 0,059)	
b ₂ = + 6,0	b ₂ = + 11,17											↓	
											+ 10%		
1	1				1	1	1				1	1	
	1 1	1		1	1	1		1				6	
2	2	3	1	1	1			1				11	
	4 1			1		1	1				18		
												22	
2	2 2	1 1	1	1							32		
	2	3	1	2 1	1							33	
	2	2 1										31	
1		1 1		1							25		
											5		
											4		
											1		
											1		
											1		
105% 6 7	8 9	110%	1 2 3 4	115%	6 7 8 9	120%	1 2 3 4	125%	6 7 8				

L. Linsenwertigkeit (L₁%) und Refraktionsanomalien (Re₁).

Aus den Prozentwerten der Tabelle 1 Spalte P (L₁%_{Vgl}) und Spalte L (Re_{n1}%) wird die Korrelationstabelle 9 gebildet, deren Korrelationskoeffizient r = + 0,297 (± 0,06) ist. Der schwach steigende Verlauf der Mittelwertskurve M...M in der zugehörigen Abbildung 9 ähnelt sehr dem Kurvenverlauf in Abb. 8. Bei steigender Myopie findet sich durchschnittlich eine steigende Linsenwertigkeit, also eine größere und flachere Linse mit geringerer Brechkraft, während bei Hyperopie durchschnittlich mehr Linsen mit höherer Brechkraft vorhanden sind. Die Streuungskurven verlaufen in sehr geringem Abstand von der Mittel-

	A	B	C	D	E ¹
1	$Re_{n_1}\%$ $n = 229$ $b_1 = +0,59$ $(\pm 0,39)$ $\sigma_1 = \pm 4,48$	$n = 28$ $b_1 = -2,21$ $\sigma_1 = \pm 2,47$	$n = 19$ $b_1 = -0,53$ $\sigma_1 = \pm 2,23$	$n = 105$ $b_1 = +0,04$ $\sigma_1 = \pm 2,35$	$n = 28$ $b_1 = +0,36$ $\sigma_1 = \pm 1,95$
2		2 1 4 8 6 7	5 9 5	45 60	17 5 6
3		$b_2 = -6,73$	$b_2 = -3,0$	$b_2 = -0,43$	$b_2 = +1,61$
4	2 1 110% 9 8 7 6 105% 4 3 2 1				
5	100%	1 2 1	2 1	7 8	4 1 1
6	9 8 7 6 95% 4 3 2 1 90% ↑ L% 9 8	1 1 1 1 3 3 1 2 2 1 1 1 1 1	2 1 1 3 2 2 1	5 8 8 9 3 10 1 2	3 2 1 2 1
7		7 9 90% 1 2 3 4 95%	6 7 8	9 100%	1 2 3
8		Re % →			
9		Hyperopie		Emmetropie	My-

wertskurve. In Übereinstimmung hiermit ergibt sich aus der Tabelle 8, daß bei den einzelnen Refraktionsanomalien stärker streuende Fälle der Linsenwertigkeit zu den Ausnahmen gehören. Das bedeutet, daß bei der Entstehung von Refraktionsanomalien die Linse nur ganz selten durch besonders hohe oder besonders geringe Brechkraft ursächlich mitbeteiligt ist.

M. Sekundäre Achsenlänge (Ax_{e_1}) und Refraktionsanomalien (Re_1).

Die sekundäre Achsenlänge bringt die gemeinsame optische Wirkung von Hornhaut und Linse zum Ausdruck (s. Abschnitt E). Aus ihrem Verhalten bei Refraktionsanomalien lassen sich Feststellungen machen,

belle 9.

E ²	F	G	H
n = 25 b ₁ = + 0,89 σ ₁ = ± 1,96	n = 24 b ₁ = + 0,58 σ ₁ = ± 2,48		L ₁ % vgl n = 229 b ₁ = - 0,10 (± 0,16) σ ₁ = ± 2,44
10 9 6	4 5 1 3 6 2 2 1		r = + 0,297 (± 0,06)
b ₂ = + 4,84	b ₂ = + 9,88		
		+ 10%	
1	1	+ 5%	1 6 11 18 22 32
3 1 3 2 1	1 1 1 1 1 1		
1 4	1 1 1 1 1	0%	38
1 2 1	2 3 1	- 5%	33 31 25 5 4 1 1
	1	- 10%	1
4 105% 6	7 8 9 110% 1 2 3 4 115% 6 7		
opie			

wie die Brechkraft des vollständigen optischen Systems an der Herbeiführung einer Fehlsichtigkeit beteiligt ist.

Aus den Prozentwerten der Tabelle I, Spalte O ($Ax_{e_1} \% v_{gl}$) und Spalte L ($Re_{n_1} \%$) wird die Korrelationstabelle 10 gebildet, deren Korrelationskoeffizient $r = + 0,06 (\pm 0,07)$ ist. Schon dieser niedrige Korrelationskoeffizient beweist, daß eine regelmäßige feste Beteiligung der Brechkraft des optischen Systems an der Entstehung von Refraktionsanomalien nicht besteht. In Einzelfällen ist es natürlich möglich, daß die Bildung von Refraktionsanomalien durch besonders hohe oder geringe Brechkraft des optischen Systems gefördert wird. Aber wie sich aus der

Betrachtung der Tabelle 10 ergibt, stehen bei jeder Refraktionsanomalie den Fällen mit besonders hoher optischer Brechkraft ebenso viel Fälle mit geringer Brechkraft entgegen. Die Mittelwertskurve M...M in Abb. 10 zeigt demgemäß bei zunehmender Myopie auch nur einen ganz unbedeutenden unregelmäßigen Anstieg, und die Streuungskurven verlaufen in großem Abstand von der Mittelwertskurve. Daraus ergibt sich,

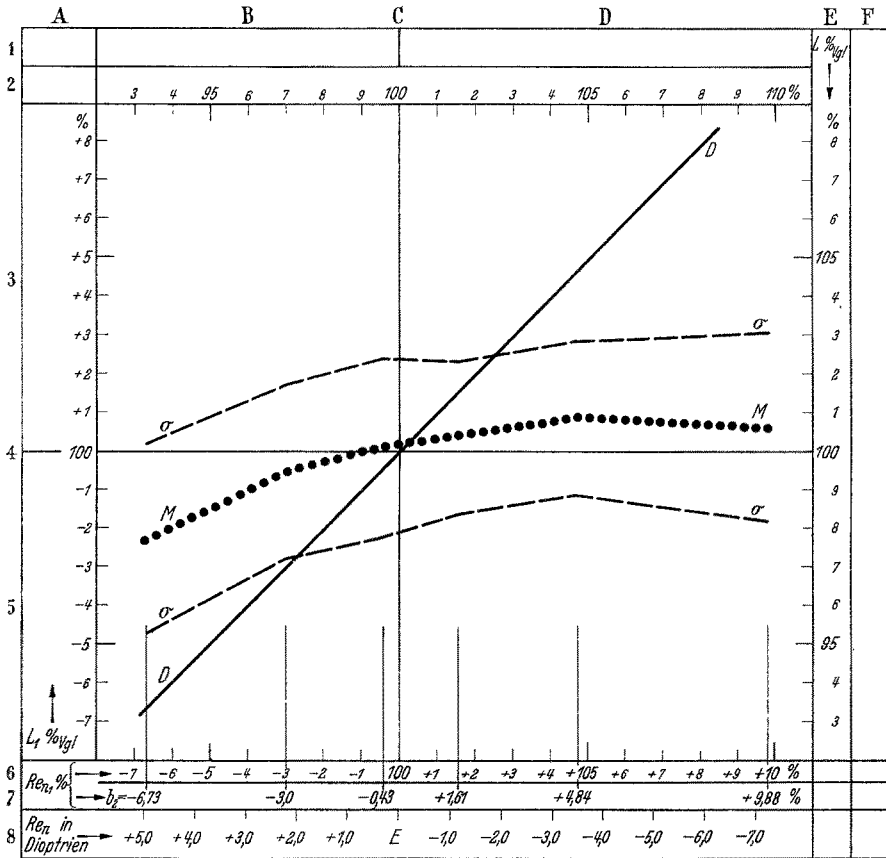


Abb. 9 (zu Tabelle 9).

daß die in Abb. 4 bei zunehmender Myopie festgestellte geringe durchschnittliche Zunahme der Hornhautbrechkraft im allgemeinen durch die durchschnittliche Abnahme der Linsenbrechkraft (Abb. 9) wieder ausgeglichen wird.

N. Wahre Achsenlänge (Ax_{w1}) und Refraktionsanomalien (Re_1).

Aus den Prozentualwerten der Tabelle 1, Spalte K (Ax_{w1} % vgl) und Spalte L (Re_{n1} %) wird die Korrelationstabelle 11 gebildet, deren Korre-

lationskoeffizient $r = + 0,79 (\pm 0,025)$ ist. Ein Vergleich dieses Koeffizienten mit den viel niedrigeren Werten des Korrelationskoeffizienten in den Tabellen 4, 9 und 10 zeigt die ungleich höhere Bedeutung, die der Achsenlänge im Gegensatz zur Hornhautbrechkraft, Linsenbrechkraft und Brechkraft des vollen optischen Systems bei der Herbeiführung von Refraktionsanomalien zukommt. Die Mittelwertskurve der Abb. 11 weist demgemäß auch einen viel stärkeren Anstieg als die Mittelwertskurven in den Abb. 4, 9 und 10 auf. Auch die Streuungskurven der Abb. 11

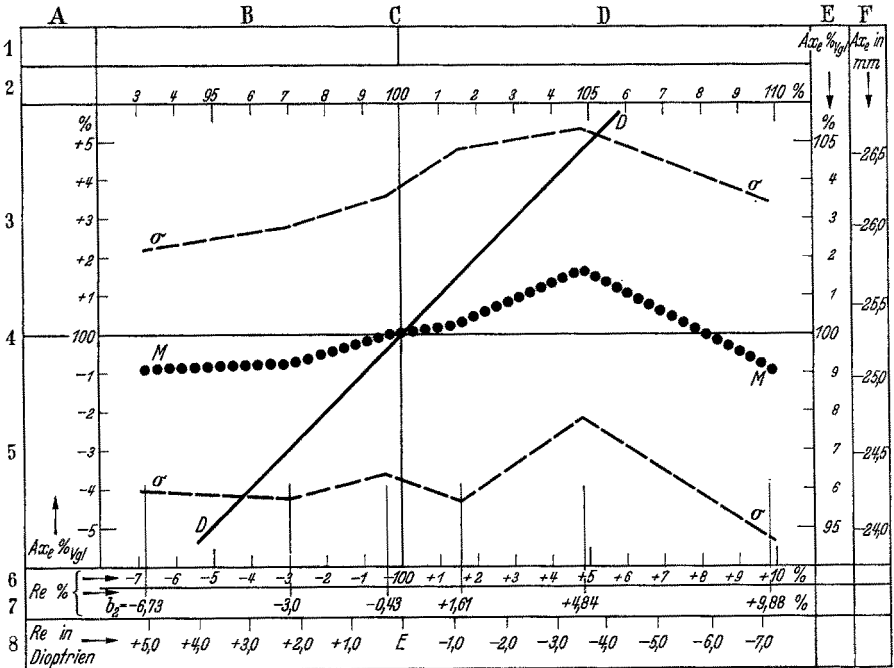


Abb. 10 (zu Tabelle 10).

verlaufen annähernd vollständig in den gleichen Quadranten (I und III) wie die Mittelwertskurve. Die Betrachtung der Tabelle 11 zeigt, daß abirrende Fälle (die in den Quadranten II und IV der Abb. 11 liegen würden), nur selten vorkommen.

O. Wahre Achsenlänge (Ax_{w_1}) und Hornhautradius (Hr_1) bei Refraktionsanomalien (Re_1).

In Abschnitt F hatte sich aus der Tabelle 3 und Abb. 3 ergeben, daß bei größerer Achsenlänge des Auges durchschnittlich auch ein größerer Hornhautradius vorhanden ist. Offenbar bedingt die allgemeine Größenanlage des Augapfels diesen inneren Zusammenhang zwischen Achsenlänge und Hornhautradius. Wie aus Abb. 4 hervorgeht, wirkt eine

	A	B	C	D	E ¹
1	$Re_{n1} \%$ $n = 229$ $b_1 = + 0,59$ $(\pm 0,39)$ $\sigma_1 = \pm 4,48$	$n = 28$ $b_1 = - 0,89$ $\sigma_1 = \pm 3,14$	$n = 19$ $b_1 = - 0,74$ $\sigma_1 = \pm 3,54$	$n = 105$ $b_1 = - 0,04$ $\sigma_1 = \pm 3,61$	$n = 28$ $b_1 = + 0,29$ $\sigma_1 = \pm 4,59$
2		2 1 4 8 6 7	5 9 5	45 60	17 5 6
3		$b_2 = - 6,73$	$b_2 = - 3,0$	$b_2 = - 0,43$	$b_2 = + 1,61$
4	115%				
	4				
	3			1	
	2				
	1				1
110%					
9				1	1
8				2	
7				1	1
6			1	1	
105%					
4		1	2	1	1
3			1	1	1
2		1	3	3	1
1				6	1
100%		1 2 2 1	1 1 1	3 6	1 1
5					
9			1	8	1 1 2
8				4	2
7		1	2	1	10
6		2		7	4
95%		1	1	3	2
4		1			2
3			1		
2					2
1			1		
↑ Ax _e %					
90%					
9					
7		7 8 9 90%	6 7 8	9 100%	1 2 3
8		Re % →			
9					

Neigung zur Refraktionsanomalie hierbei störend. Es lag daher nahe, zu prüfen, wie sich die wahre Achsenlänge bei verschieden großem Hornhautradius verhält, wenn man die einzelnen Refraktionsanomalien je gesondert für sich untersucht.

Aus den Prozentwerten der Tabelle 1, Spalte K ($Ax_{w1} \%_{Vgl}$) und Spalte I ($Hr_1 \%_{Vgl}$) wird die Korrelationstabelle 12 gebildet, in der alle hyperopischen und emmetropischen Augen gemeinsam in Schrägdruck, und die myopischen Augen in Fettdruck eingetragen werden. Der Korrelationskoeffizient der vereinigten Tabelle ist (ebenso wie in Tabelle 3) $r = + 0,37 (\pm 0,057)$.

belle 10.

E ²	F	G	H
n = 25 b ₁ = + 1,64 σ ₁ = ± 3,74	n = 24 b ₁ = - 0,87 σ ₁ = ± 4,37		Ax _{s1} % vgl n = 229 b ₁ = - 0,01 (± 0,26) σ ₁ = ± 3,87
10 9 6	4 5 1 3 6 2 2 1		r = + 0,06 (± 0,07)
b ₂ = + 4,84	b ₂ = + 9,88		
		+ 15%	1
			2
		+ 10%	2
			5
			4
			4
		+ 5%	6
			14
			15
			19
			25
		0%	26
			27
			21
			15
			16
		- 5%	10
			9
			3
			4
			1
		- 10%	
4 105% 6	7 8 9 110% 1 2 3 4 115% 6		

Die Mittelwerte der gesondert berechneten Myopien einerseits und der Emmetropien und Hyperopien andererseits sind in die Reihen 2 a und b bis 4 a und b der Tabelle 12 eingetragen worden.

In Abb. 12 ist außer der gemeinsamen Mittelwertskurve M...M und den Streuungskurven σ --- σ die Mittelwertskurve der myopischen Achsenlängen mit M_(Myopie) ····· M_(Myopie) und die Mittelwertskurve der hyperopischen Achsenlängen mit M_(Hyperopie) ····· M_(Hyperopie) eingezeichnet.

Beide Sonderkurven steigen ebenso wie die gemeinsame Mittelwertskurve M...M bei wachsendem Hornhautradius stark an. Die myopische

Tabelle 11.

	A	B	C	D	E ¹	E ²	F	G	H
1	Re % n = 229 b ₁ = + 0,59 (± 0,39) σ ₁ = ± 4,48	n = 28 b ₁ = - 7,89 σ ₁ = ± 1,73	n = 19 b ₁ = - 3,89 σ ₁ = ± 3,15	n = 105 b ₁ = - 0,80 σ ₁ = ± 3,74	n = 28 b ₁ = + 1,79 σ ₁ = ± 5,05	n = 25 b ₁ = + 6,92 σ ₁ = ± 3,95	n = 24 b ₁ = + 9,08 σ ₁ = ± 5,87		Ax _w % n = 229 b ₁ = + 0,45 (± 0,42) σ ₁ = ± 6,32
2		2 1 4 8 6 7	5 9 5	45 60	17 5 6	10 9 6	4 5 1 3 6 2 2 1		r = + 0,79 (± 0,025)
3		b ₂ = - 6,73	b ₂ = - 3,0	b ₂ = - 0,43	b ₂ = + 1,61	b ₂ = + 4,84	b ₂ = + 9,88		
4	8								
	7								
	6							1	1
	125								+ 25%
	4								
	3								
	2								
	1								
	120								
	9								
	8							1	1
	7								
	6								
115									
4						1 1			
3						1 1			
2							1		
1				1			1	1	
110				1	1	2	1	1	
9							1	1	
8							1	1	
7				3	1 1	2 1 2			
6					1	1 2	2		
105				1 2	2	1 2 2	1		
4				1	2 1	1			
3				2 5			1 1		
2				3 3	2 1 2		1		
1			1	6 7					
100	A			2 7	1 1	2			
9		1 1	1 3	8 4	1	1			
8				5 6	1		1		
7				4 11	3				
6			3	5 2					
95		1 1 1	1 1 1	5 3	1				
4		1 1 2	1 1 2	4 3	1				
3		1	3 1		1				
2		1	1	1	1				
1		1	2						
90	D	1	1	1					
9			1						
8			1						
7				1					
6		2							
↑ 85									
Ax _w %									
7	% →	8 9 90 1 2 3 4 95	6 7 8	9 100	1 2 3	4 105 6	7 8 9 110 1 2 3 4 115 6		
8		Re %							
9		Hyperopie		Emme- tropie		Myopie			

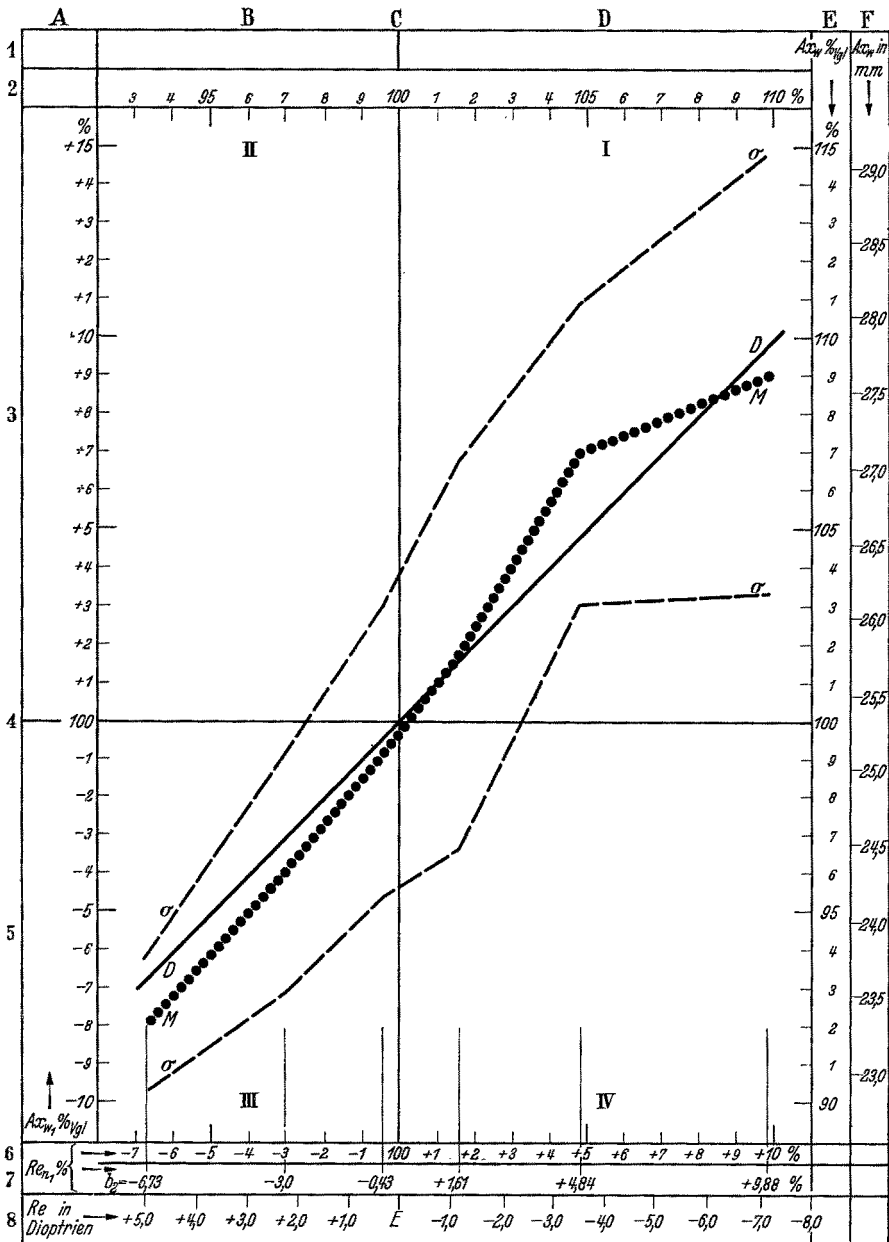


Abb. 11 (zu Tabelle 11).

Kurve weist dabei einen erheblich stärkeren Anstieg auf als die hyperopische Kurve, d. h. die Achsenlänge nimmt mit wachsender Größenanlage des Auges im myopischen Auge viel mehr zu als im hyperopischen Auge.

Diese Beobachtung steht mit dem Ergebnis der mathematischen Berechnung, die auf Grund der Achsenlängenformel

$$(Ax_{w1}\% = Hr_1\% \cdot L_{(k)1}\% \cdot Re_1\% \cdot Ax)$$

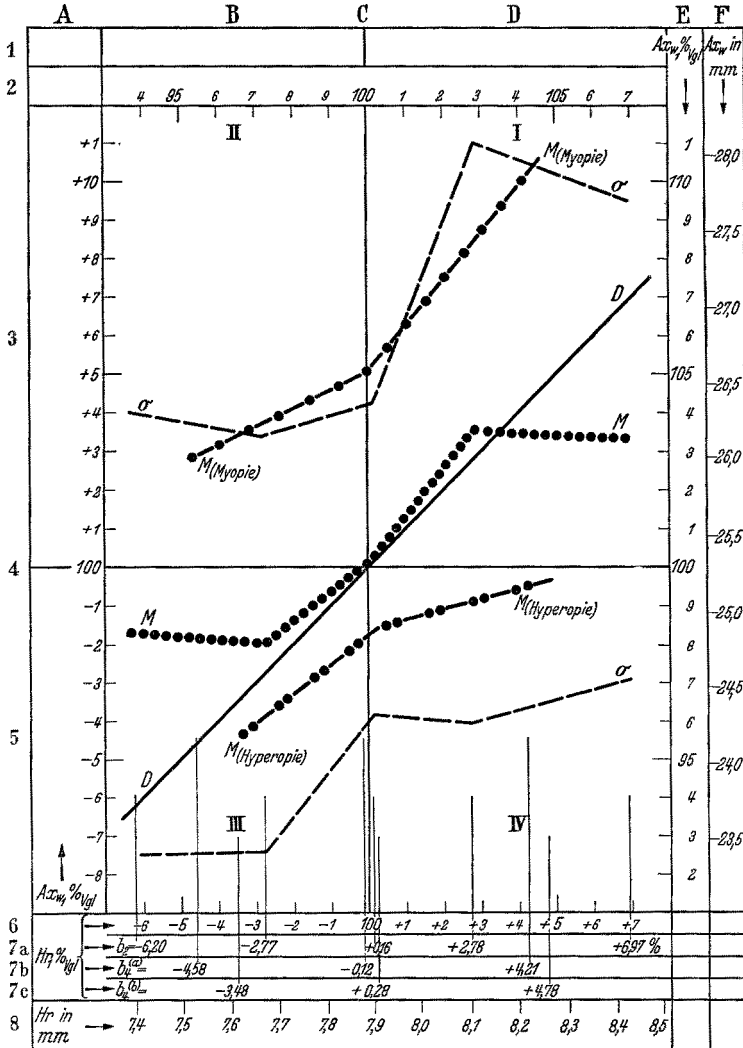


Abb. 12 (zu Tabelle 12).

bei Myopien (höhere Werte von Re · % !) bei wachsenden Werten von Hr₁ % auch ein stärkeres Wachstum der rechten Seite der Formel verlangt als bei Hyperopien, im Einklang. Nur werden die Berechnungsergebnisse von den tatsächlichen Feststellungen, die sich aus dem Kurvenverlauf ergeben, erheblich übertroffen. Eine nähere Erklärung

dieser Feststellung soll hier nicht versucht werden. Umgekehrt läßt sich diese Beobachtung aber auch so deuten, daß eine wachsende Achsenlänge in einem kleiner gebauten Auge (kleinere Werte von $Hr_1\%$) leichter zu einer Myopie führt, als in größer angelegten Augen mit größeren Werten von $Hr_1\%$. Wenn sich eine myopische Refraktion durch *allmähliches* Wachsen der Achsenlänge im Laufe der menschlichen Entwicklung bildet, dann muß bei klein angelegten Augen diese Refraktionsanomalie zeitiger eintreten als bei groß angelegten Augen. Daraus erklärt es sich, daß bei Kindern, bei denen die Größerentwicklung des Hornhautradius zeitiger abgeschlossen ist als das Größerwachstum der Achsenlänge, zunächst die klein angelegten Augen mit einem kleinen Hornhautradius myopisch werden, und daher bei Kindern myopische Augen durchschnittlich einen kleineren Hornhautradius aufweisen als emmetropische und hyperopische Augen, worauf jüngst *Wibaut* besonders hingewiesen hat. Mit zunehmendem Alter muß sich aber dieser Zustand, der ja nach den vorstehenden Erörterungen nur ein Durchgangsstadium darstellt, allmählich mehr und mehr verlieren.

Aus der Tabelle 12 ergibt sich aber noch eine weitere interessante Feststellung. Wir sehen, daß von den in Fettdruck gedruckten myopischen Augen nur wenige auf oder unter der absoluten Korrelationskurve $D \text{---} D$ liegen. In diesen Augen ist also der Prozentualwert des Hornhautradius ebenso groß oder größer, als der Prozentualwert der wahren Achsenlänge. Wenn diese Augen eine 100% ige Linsenwertigkeit besäßen, so müßte auch die sekundäre Achsenlänge ebenso groß oder noch größer als die wahre Achsenlänge sein. Die Erklärung der Myopie verlangt aber, daß die sekundäre Achsenlänge kleiner ist als die wahre Achsenlänge, und das kann bei diesen Augen nur durch entsprechend kleine Linsenwertigkeit bedingt sein. Sonach ist die kleine Linsenwertigkeit hier die einzige Ursache der Myopie, d. h. die Myopie ist ausschließlich durch die hohe Brechkraft der Linse bedingt. Wir sehen aber aus der Tabelle, daß solche Augen (9 von 77 Fällen = 11,7%) nur relativ spärlich vorhanden sind.

Der gleiche Beweis läßt sich für die hyperopischen Augen nicht ebenso klar erbringen, weil auf Grund der zu kleinen Fallzahl emmetropische und hyperopische Augen zusammengefaßt dargestellt sind.

P. Scheinbare Achsenlänge (Ax_{s_1}) und wahre Achsenlänge (Ax_{w_1}).

Die „scheinbare Achsenlänge“ ist nach Beiträgen IV, Formel 11 derjenige Berechnungswert der Achsenlänge, der sich unter Umgehung der Linsenbrechkraft *allein* aus den Werten des Hornhautradius und der Totalrefraktion des Auges ergibt. Dieser Berechnungswert hat stets bei den Ausmessungen des Augapfels eine große Rolle gespielt, weil er sich leicht feststellen läßt, während die wahre Achsenlänge, für die er einen Ersatz darstellen soll, bei vielen Untersuchungen auf Grund der zeit-

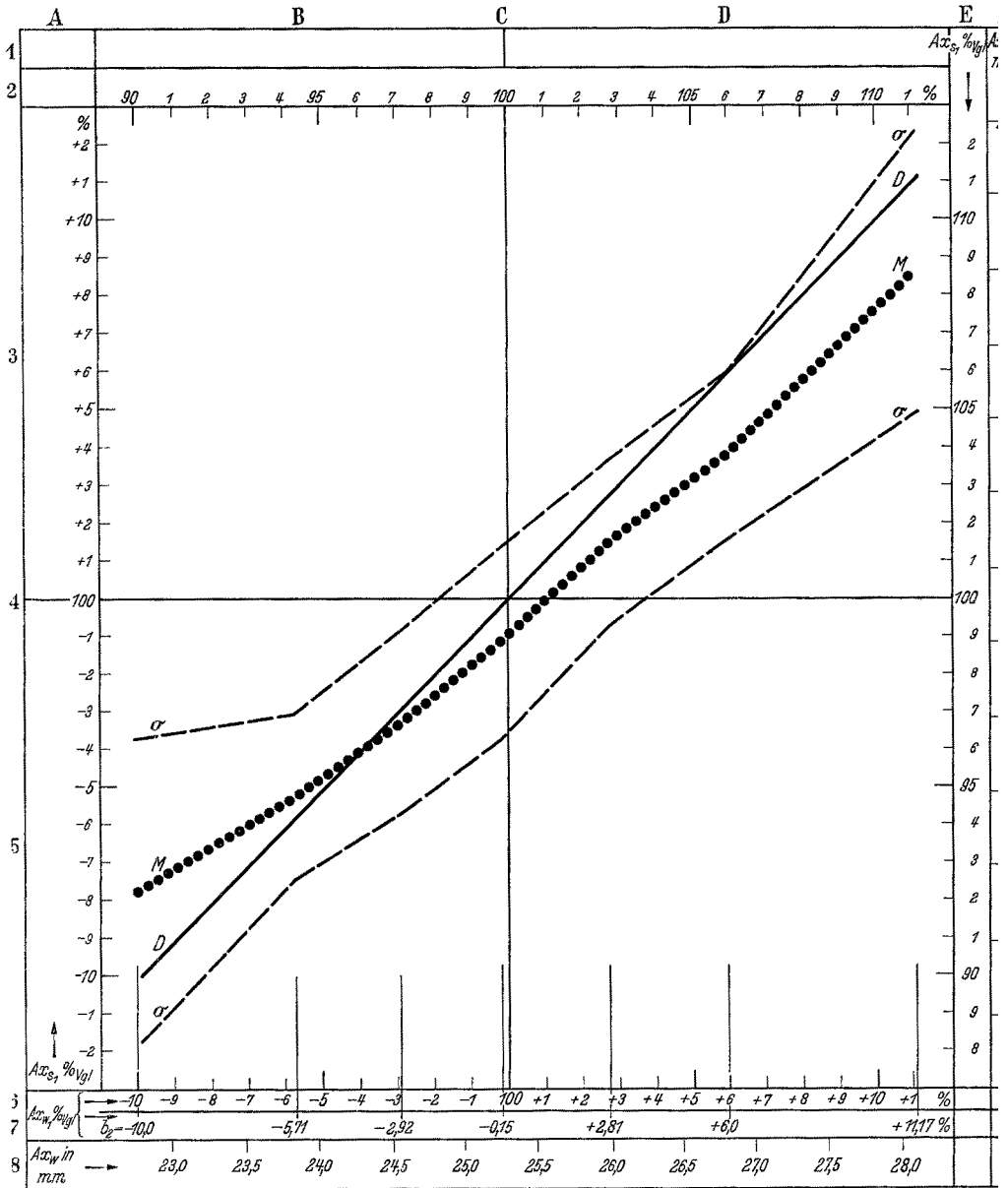


Abb. 13 (zu Tabelle 13).

raubenden Schwierigkeit ihrer Berechnung nicht ermittelt werden kann. Es ist daher von größter Bedeutung, zu zeigen, mit welcher Annäherung man bei den Berechnungen die wahre Achsenlänge durch die scheinbare

Ta -

	A	B ¹	B ²	C	D	E
1	$Ax_{w1} \% \text{vgl}$ $n = 229$ $b_1 = + 0,45$ $(\pm 0,42)$ $\sigma_1 = \pm 6,32$	$n = 16$ $b_1 = - 7,75$ $\sigma_1 = \pm 4,03$	$n = 34$ $b_1 = - 5,21$ $\sigma_1 = \pm 2,22$	$n = 48$ $b_1 = - 3,25$ $\sigma_1 = \pm 2,45$	$n = 46$ $b_1 = - 1,17$ $\sigma_1 = \pm 2,54$	$n = 27$ $b_1 = + 1,48$ $\sigma_1 = \pm 2,27$
2		2 2 1 3 3 5	6 12 16	11 22 15	20 13 13	12 8 7
3		$b_2 = - 10,0$	$b_2 = - 5,71$	$b_2 = - 2,92$	$b_2 = - 0,15$	$b_2 = + 2,81$
4	7 6 115% 4 3 2 1 110% 9 8 7 6 105% 4 3 2 1	1		1	1	1 2 1 1 1 1 3 1 1 2 2 1
5	100%		1	2 1	4 3 1	2 2
6	9 8 7 6 95% 4 3 2 1 90% 9 8 7 ↑ $Ax_s \%$ 6	1 2 1 1 1 1 1 1 1	2 3 1 5 1 1 2 3 2 1 1 3 2 2 2 1 1 1 1	4 3 2 1 2 1 4 3 2 8 2 2 1 2 1 1 4	5 2 2 1 2 3 2 2 3 3 1 2 1 2	2 1 1 1 1
7		85% 6 7 8 9 90% 1 2	3 4 95%	6 7 8	9 100% 1	2 3 4
8		$Ax_w \% \rightarrow$				
9						

ersetzen kann. Bereits in den Beiträgen III ließen sich die beiden Werte bei einer Reihe von Fällen miteinander vergleichen und feststellen, daß sie sich meist nicht erheblich voneinander unterscheiden.

Zur genaueren Prüfung bildete ich hier aus den Prozentualwerten der Tabelle 1 Spalte N ($Ax_{(s)1} \% \text{vgl}$) und K ($Ax_{(w)1} \% \text{vgl}$) die Korrelations-

tabelle 13.

F ¹	F ²	G	H
n = 23 b ₁ = + 3,74 σ ₁ = ± 2,17	n = 35 b ₁ = + 8,57 σ ₁ = ± 3,74		Ax _{s1} % vgl n = 229 b ₁ = - 0,37 (± 0,37) σ ₁ = ± 5,58
6 11 6	11 4 3 5 3 1 2 3 1 1	1	r = + 0,892 (± 0,013)
b ₂ = + 6,0	b ₂ = + 11,17		
		1	1
		+15%	1 1 1 1 3 4
		+10%	5 3 4 4 7
		+ 5%	9 12 8 12 12
1		0%	17
1	1		21 10 20 25 11 10 10 8 3 2 3 1 1
105% 6 7	8 9 110% 1 2 3 4 115% 6 7 8 9 120% 1 2 3 4 125% 6 7		

tabelle 13, deren Korrelationskoeffizient $r = + 0,892 (\pm 0,013)$ ist. Dieser hohe Korrelationskoeffizient beweist, daß in den meisten Fällen eine starke Annäherung zwischen scheinbarer und wahrer Achsenlänge besteht. Ebenso zeigt eine Betrachtung der Tabelle 13, daß die Einzelwerte meist nur um wenige Prozent streuen. In der zugehörigen Abb. 13 weist die

	A	B	C	D	E ¹
1	Re _{n1} % n = 229 b ₁ = + 0,59 (± 0,39) σ ₁ = ± 4,48	n = 28 b ₁ = - 5,96 σ ₁ = ± 3,69	n = 19 b ₁ = - 3,79 σ ₁ = ± 3,59	n = 105 b ₁ = - 1,34 σ ₁ = ± 3,93	n = 28 b ₁ = + 0,71 σ ₁ = ± 4,67
2		2 1 4 8 6 7	5 9 5	45 60	17 5 6
3		b ₂ = - 6,73	b ₂ = - 3,0	b ₂ = - 0,43	b ₂ = + 1,61
4	7 6 115% 4 3 2 1 110% 9 8 7 6 105% 4 3 2 1				
5	100%	1 1	1 2	2 6	2 1
6	9 8 7 6 95% 4 3 2 1 90% 9 8 7 ↑ Ax _{s1} % vgl	3 1 1 2 1 1 1 1 1 1 1 1 2 1 1 1 1 1	1 1 2 1 1 2 1 1	5 6 2 2 9 5 8 11 3 2 2 5 3 3 1	2 1 1 3 2 3
7		9 90% 1 2 3 4 95%	6 7 8	9 100%	1 2 3
8		Re _{n1} % →			
9					

Mittelwertskurve M...M eine etwas geringere Steigung als die absolute Korrelationskurve D — D auf. Die Berechnungswerte der scheinbaren Achsenlänge sind demgemäß im Vergleich mit den Werten der wahren Achsenlänge durchschnittlich bei sehr kleinen Werten der wahren Achsenlänge etwas zu groß, bei großen Werten der wahren Achsenlänge etwas zu klein. Im Abschnitt Q werde ich dieses Verhalten der scheinbaren Achsenlänge zu erklären versuchen und gleichzeitig auf die Mög-

etwas niedriger als der entsprechende Wert der wahren Achsenlänge (Abschnitt N, Tabelle 11, $r = +0,79$). Die Mittelwertskurve der scheinbaren Achsenlänge $M \dots M$ in Abb. 14 zeigt einen etwas schwächeren

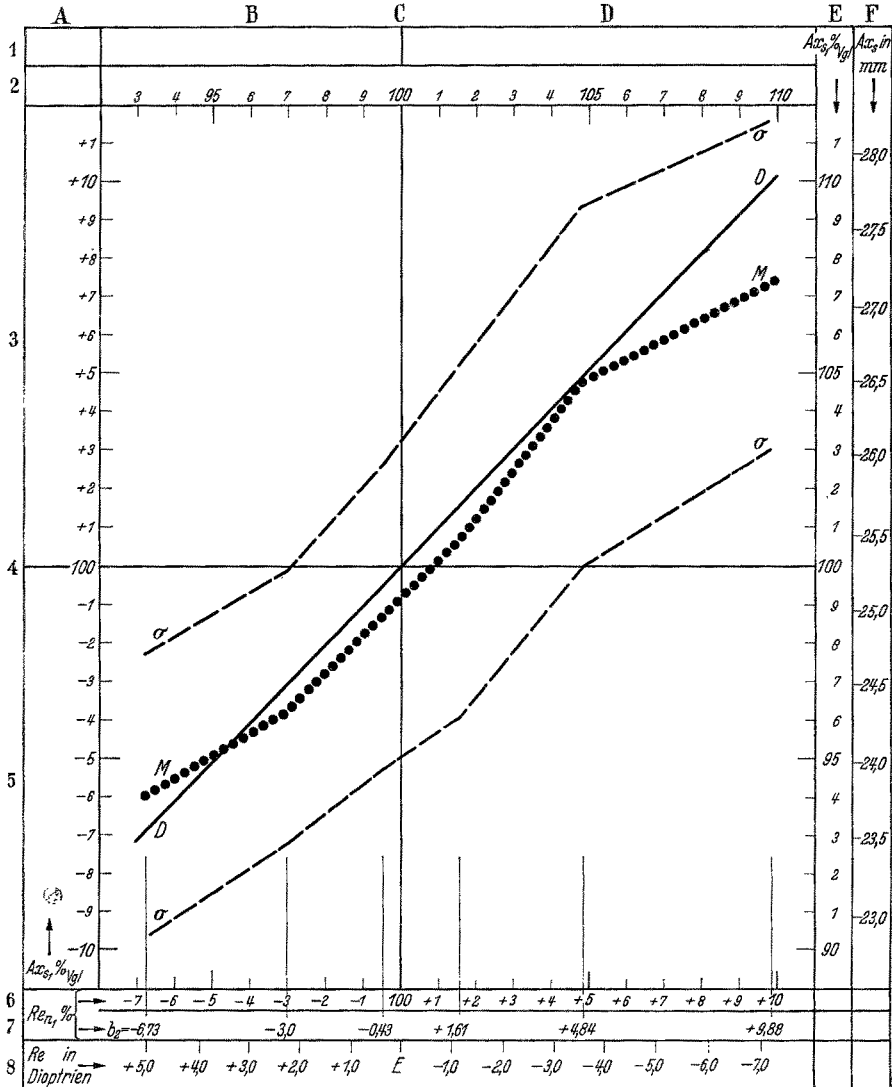


Abb. 14 (zu Tabelle 14).

Anstieg und liegt im Bereich der myopischen Refraktion etwas tiefer als die Mittelwertskurve der wahren Achsenlänge in Abb. 11. Dieses Zurückbleiben der Werte der scheinbaren Achsenlänge bei Myopie, das

sich schon in Abb. 13 bemerkbar machte, beruht offenbar darauf, daß bei der Berechnung der scheinbaren Achsenlänge die Linsenwertigkeit ($L\%$) nicht mitberücksichtigt wird. Denn der Berechnungswert $L_1\%$ steigt bei wachsendem $Re_1\%$ (nach Abb. 9) durchschnittlich etwas an und gleicht damit das Absinken des Wertes $Hr_1\%$, das (nach Abb. 4) bei wachsendem $Re_1\%$ zu beobachten ist, wieder aus (vgl. Abb. 10). Man findet demgemäß die Berechnungswerte der scheinbaren Achsenlänge im Vergleich mit den Werten der wahren Achsenlänge besonders bei Myopie etwas klein. Annäherungsweise läßt sich auf Grund des Verlaufes dieser Kurven ein prozentualer Ausgleich der fehlerhaften Berechnung von $Ax_{(s)_1}\%$ vornehmen, wenn man die prozentualen Berechnungswerte der scheinbaren Achsenlänge für jede Dioptrie Myopie um je 0,1% erhöht. Für jede Dioptrie Hyperopie muß entsprechend der berechnete Prozentwert der scheinbaren Achsenlänge um je 0,1% verringert werden.

Die in Abb. 13 zutage tretende Kreuzung der Mittelwertskurve der scheinbaren Achsenlänge mit der absoluten Korrelationskurve der wahren Achsenlänge erklärt sich in gleicher Weise auf Grund der nahen Korrelationsbeziehungen, die nach Abschnitt N zwischen wahrer Achsenlänge und Refraktion des Auges bestehen. Die Fehlwerte der scheinbaren Achsenlänge in Tabelle 13 und Abb. 13 lassen sich annähernd in gleicher Weise, wie eben dargelegt, verbessern, wenn man sehr kleine Werte der scheinbaren Achsenlänge für jeden Unterschiedsprozent von 100% etwa um je 0,1% verringert, große Werte entsprechend um je 0,1% erhöht.

R. Scheinbare Achsenlänge (Ax_{s_1}) und Hornhautradius (Hr_1).

Aus den Prozentualwerten der Tabelle 1, Spalte N ($Ax_{(s)_1}\%_{\text{vgl}}$) und I ($Hr_1 - \%_{\text{vgl}}$) wird die Korrelationstabelle 15 gebildet, deren Korrelationskoeffizient $r = +0,598 (\pm 0,042)$ ist. Der Verlauf der Mittelwertskurve in Abb. 15 weist große Ähnlichkeit mit der entsprechenden Mittelwertskurve der wahren Achsenlänge in Abb. 12 auf. Wir sind daher nicht in der Lage, die Berechnungswerte der scheinbaren Achsenlänge bei verschiedener Größe des Hornhautradius in irgendeiner Form zu verbessern, wie dies in den Abschnitten P und Q möglich war.

Die Streuungskurven der Abb. 15 verlaufen in geringerem Abstand von der Mittelwertskurve als wie die Streuungskurven der wahren Achsenlänge in Abb. 12. Die Ursache hierfür liegt offenbar in dem Fortfall der streuend wirkenden Linsenwertigkeit, die bei der Berechnung der scheinbaren Achsenlänge nicht berücksichtigt wird.

Die in den Abschnitten P—R ermittelten Untersuchungsergebnisse der scheinbaren Achsenlänge brauchen noch einen nachträglichen Ausgleich, da der scheinbaren Achsenlänge dieser Abschnitte die Größe des VergleichsAuges statt der Größe des Urauges zugrunde gelegt worden ist. In Abschnitt U soll hierauf eingegangen werden.

	A	B	C	D
1	Hr ₁ % vgl n = 229 b ₁ = + 0,02 (± 0,28) σ ₁ = ± 4,16	n = 30 b ₁ = - 4,37 σ ₁ = ± 5,10	n = 65 b ₁ = - 3,48 σ ₁ = ± 4,09	n = 55 b ₁ = - 0,35 σ ₁ = ± 3,23
2		2 1 7 12 8	13 24 28	15 16 24
3		b ₂ = - 6,20	b ₂ = - 2,77	b ₂ = + 0,16
4	7 6 115% 4 3 2 1 110% 9 8 7 6 105% 4 3 2 1			1
5	100%		1	1 1 7
6	9 8 7 6 95% 4 3 2 1 90% 9 8 7 6 ↑ Ax _s % 85%	1 1 2 1 2 3 3 1 2 3 1 1 1	1 1 1 1 3 8 1 13 6 2 2 2 1 1 2 1 1 1 2 1	2 7 3 2 2 1 5 2 1 3 1 1
7		6 7 8 9 90% 1 2 3 4 95%	6 7 8	9 100% 1
8		Hr % →		
9				

S. Die Benutzung anatomischer Messungen zur Berechnung des Augapfels.

Mit Recht konnte *Erggelet* darauf hinweisen, daß alle mathematischen Berechnungen des Augapfels für unsicher zu gelten haben, wenn sie nicht durch anatomische Nachprüfungen bestätigt worden sind.

belle 15.

E	F	G	H
n = 45 b ₁ = + 2,87 σ ₁ = ± 5,56	n = 34 b ₁ = + 4,74 σ ₁ = ± 5,10		Ax _{s1} % Vgl n = 229 b ₁ = -0,37 (± 0,37) σ ₁ = ± 5,58
18 19 8	8 11 6 4 2 1 1 1		r = +0,598 (± 0,042)
b ₂ = + 2,78	b ₂ = + 6,97		
1		1	1
1 1	1	+ 15%	1
1 1 1	1 1 1		1
1 1 1	1 1 1	+ 10%	3
2	2		4
1 1 1	1 2		5
1 1 1	4 2	+ 5%	3
1 1 2	3		4
2 4 1	1		4
3 2			7
1 1	2 1 2	0%	9
1 1	1 3		12
2			8
2 1	1	- 5%	12
1 1	1		8
1 1			10
1		- 10%	10
			8
			3
			2
			3
			1
			1
2 3 4	105% 6 7 8 9 110% 1 2 3 4 115% 6 7 8 9		

Besonders gilt das von der Achsenlänge des Auges. Zu der Berechnung der Achsenlänge sind so schwierige Messungen mit feinsten Apparaten nötig, daß sich sehr leicht geringe Abweichungen der Ergebnisse herausstellen können. Kleinste Fehler der zu den Berechnungen benutzten Brechungskoeffizienten ändern schon die Berechnungswerte ganz erheblich. So

ersehen wir aus Tabelle 4, Beiträge IV, daß eine Änderung des Brechungskoeffizienten der Linse von 1,4047 auf 1,3914 die Linsenwertigkeit schon um 4% erhöht, wodurch der Berechnungswert der Achsenlänge ebenfalls um 4% steigen würde, etwa um den Betrag, um den sich die Achsenlänge

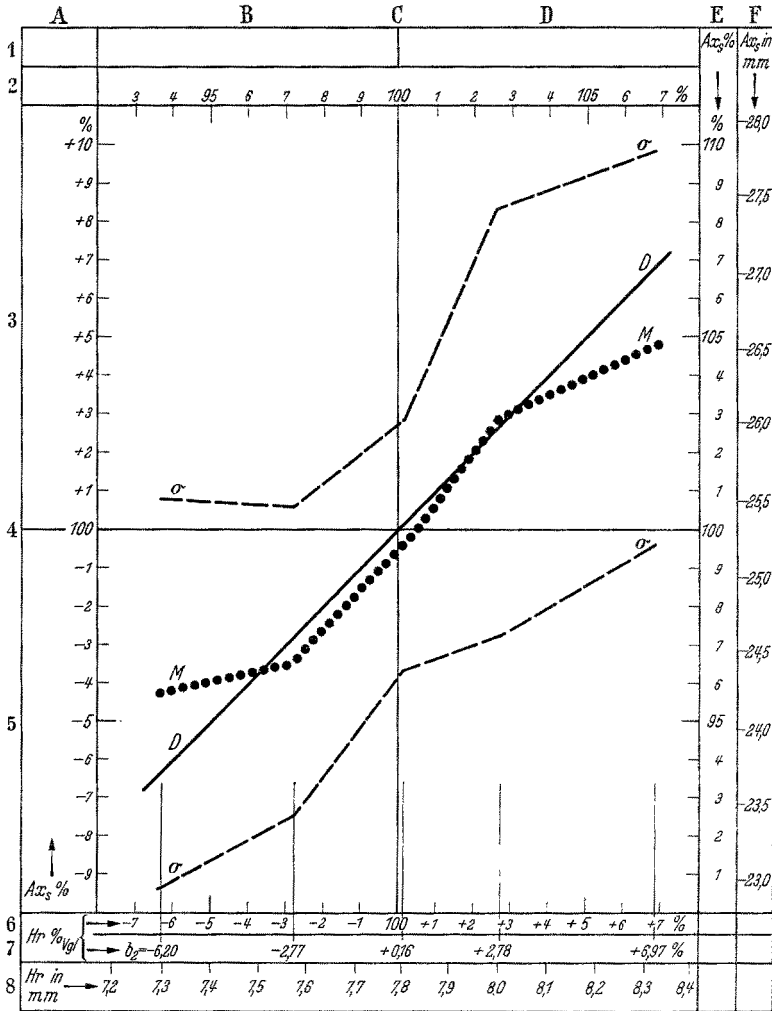


Abb. 15 (zu Tabelle 15).

des hier untersuchten VergleichsAuges von meinem Urauge unterscheidet. Die Brechungskoeffizienten aller Teile des Augapfels sind noch keineswegs sicher bekannt, und es steht noch nicht völlig fest, ob sie ganz unveränderlich sind und ob keine individuellen Unterschiede vorkommen; bekannt ist wenigstens, daß sich die Brechungskoeffizienten bei manchen

krankhaften Zuständen und im zunehmenden Lebensalter ändern können (vgl. Abschnitt U). So ist es völlig verständlich, daß die Berechnungsergebnisse mancher Forscher auseinandergehen. Durch diesen Umstand sah ich mich veranlaßt, in der vorliegenden Arbeit von einer Benutzung der absoluten Werte der *Tronschen* Sammlung völlig Abstand zu nehmen und unter Einführung des geeigneten Vergleichsauges nur das als zuverlässig anzunehmende *relative* Größenverhältnis der einzelnen berechneten Werte *zueinander* zu prüfen.

Ein Vergleich der absoluten *Tronschen* Werte und des aus denselben gebildeten Vergleichsauges mit den Maßergebnissen einer ausreichend großen Sammlung anatomisch untersuchter Augen, ist für die Beurteilung dieser absoluten Werte aber von Bedeutung. Für diese Prüfung eignen sich die jüngst von *Ergelet* veröffentlichten anatomischen Messungen von 122 Augen.

Bei einer Nachprüfung auf Grund von anatomischen Messungen ist aber einiges zu bedenken: Auf dem Berechnungswege wird als Achsenlänge der Abstand des Hornhautscheitels von dem gelben Fleck oder einem zugehörigen Lederhautpunkte ermittelt unter starker Schematisierung und Verschiebung der tatsächlich vorhandenen Verhältnisse; denn der Weg des zu diesem Zweck verwendeten optischen Strahles stellt infolge Dezentrierung der optischen Flächen gar keine gerade Linie dar und durchdringt die optischen Flächen nicht an den für die schematische Berechnung angenommenen Punkten.

Der Anatom mißt als Achsenlänge gewöhnlich den größten Längsdurchmesser des Auges, also eine Linie, die keineswegs mit unserer optisch benutzten „Achsenlänge“ übereinstimmt. Immerhin kann man zugeben, daß unter normalen Verhältnissen meist so weitgehende Annäherung zwischen diesen beiden Meßwerten besteht, daß die anatomischen Messungen wohl zu einer Nachprüfung der optischen Berechnungen benutzt werden können. Von Wert ist, daß das anatomische Untersuchungsmaterial, welches gewöhnlich aus anatomischen und pathologischen Instituten stammt, ungesiebt ist und daher besser dem wahren Vorkommen der Einzelwerte in der Population entspricht, als das oft einseitig nach Refraktionsanomalien hinneigende Material des Augenarztes. Andererseits fehlt bei den meisten anatomischen Messungen die für weitere Berechnung unentbehrliche Bestimmung der optischen Werte.

Wenn ein genügend umfangreiches anatomisches Material vorliegt, wie wir das für die 122 Messungen von *Ergelet* zugeben können, so darf man trotz fehlender Kenntnis der Einzelrefraktionen als Durchschnittsrefraktion der gemessenen Augen wohl eine annähernde Rechtsichtigkeit annehmen. Wir können also das Ergebnis der *Ergeletschen* Messungen für Weiterberechnungen des rechtsichtigen Durchschnittsauges benutzen.

Der durchschnittliche Achsenlängenwert ($A_{x_{w1}}$) der *Ergeletschen* Augen war 24,68 ($\pm 0,089$) mm. Mit diesem durchschnittlichen Achsenlängenwert läßt sich

der durchschnittliche Hornhautradius, den ich aus meinen 2600 Messungen erwachsener Augen mit $100,9\% Ax = 7,9$ mm ermittelte, vergleichen. Die scheinbare Achsenlänge des rechtsichtigen DurchschnittsAuges berechnet man aus diesem Wert nach Formel 11, Beiträge IV:

$$Ax_{s1} = u_1 \% \cdot Re_1 \% \cdot Ax = 100,9\% \cdot 100,0\% \cdot 24,26 \text{ mm} = 24,49 \text{ mm}.$$

Die Linsenwertigkeit ergibt sich nach Formel 13, Beiträge IV:

$$L_1 \% = \frac{Ax_{w1}}{Ax_{s1}} \cdot 100 \% = \frac{24,68 \text{ mm}}{24,49 \text{ mm}} \cdot 100 \% = 100,78 \% .$$

Nach Tabelle 2, Spalte A/B, Nr. 7/8, Beiträge IV, ergibt sich daraus die Linsenbrechkraft in „n“-Dioptrien:

$$R_n = 19,32 D_n .$$

Nach Formel 6, Beiträge IV, errechnet man die Linsenbrechkraft in den üblichen „Meter-Dioptrien“:

$$R_{m1} = \frac{R_{n1}}{u_1 \%} = \frac{19,32}{100,95 \%} = 19,14 D_m .$$

Dieser Wert stimmt mit den *Gullstrandschen* Angaben recht gut überein.

Wir finden also auf Grund der *Erggeletschen* Messungen für das rechtsichtige Durchschnittsauge folgende Werte: Hornhautradius = 7,90 mm, Linsenbrechkraft = 19,14 Dioptrien, Achsenlänge = 24,68 mm. Vergleichen wir mit diesen Werten die Berechnungen, die sich auf Grund der *Wagnerschen*, in der *Vogtschen* Klinik durchgeführten anatomischen Messungen von Längsdurchmessern und Hornhautradien ergeben. Die Annahme, daß es sich hier auch durchschnittlich um rechtsichtige Augen handelte, mag in Rückblick auf die geringere Zahl der Messungen allerdings vielleicht etwas zweifelhaft erscheinen. Der durchschnittliche Hornhautradius der *Wagnerschen* Augen betrug (entsprechend der durchschnittlich gemessenen Hornhautbrechkraft [44,07 D]) = 7,53 mm. Der Mittelwert der gemessenen Achsenlängen war 24,27 mm. Daraus berechnet man eine Linsenwertigkeit = 100,75% und eine Linsenbrechkraft von 19,5 Meterdioptrien. Da es sich bei *Wagner* aber offenbar um etwas kleinere Augen handelte, bei denen auch eine etwas kleinere Linse mit stärkerer Brechkraft anzunehmen ist, so finden wir auch hier eine recht gute Übereinstimmung mit den vorstehenden Berechnungen auf Grund der *Erggeletschen* Messungen.

Gemeinsam folgert aus diesen beiderseitigen Messungen, daß die von mir benutzte Form des schematischen Urauges nicht ganz genau mit dem eben berechneten anatomisch gemessenen Durchschnittsauge übereinstimmt. Denn wenn wir die Linse dieses DurchschnittsAuges als die „Normallinse“ auffassen und ihr also eine Linsenwertigkeit von 100% beilegen, so würde sich nach Formel 12, Beiträge IV als Achsenlänge dieses DurchschnittsAuges der Wert von 24,45 n (in „n-Werten“) ergeben. Unter der Voraussetzung, daß der vordere Linsenradius der Linse dieses Auges ebenso wie bei meinem schematischen Urauge = 10,0 n wäre, so würde sich nach Beiträgen IV, Tabelle 2, Reihe 7/8, Spalte E als hinterer Linsenradius die Größe von 6,38 n (statt 6,0 n) berechnen lassen. Gewiß

ist die Zahl der anatomischen Messungen besonders im Hinblick auf das Fehlen aller Berichte über die optischen Werte der anatomisch gemessenen Augen noch zu klein, um daraus ein richtiges Durchschnittsauge berechnen zu können. Immerhin erscheinen im Vergleich mit diesen anatomischen Messungen und mit den sonstigen Angaben über die Größe des Auges die absoluten Größenwerte der *Tronschen* Sammlung sicher etwas reichlich groß.

T. Das Zusammenwirken der optischen Werte und der Achsenlänge bei der Entstehung von Refraktionsanomalien.

Die Rolle der einzelnen optischen Werte, wie der Hornhautrefraktion (Hornhautradius), der Linsenrefraktion (Linsenwertigkeit), der Gesamtrefraktion des vollen optischen Systems und der Achsenlänge bei der Entstehung von Refraktionsanomalien läßt sich besonders klar übersehen, wenn man die einzelnen entsprechenden Mittelwertskurven gemeinsam in das gleiche Ordinatensystem einträgt, auf dessen Abszissenachse die Refraktion des Augapfels vermerkt ist. Die gemeinsame Eintragung wird durch die Darstellung aller Werte in den gleichen Maßstab ermöglicht.

Nach diesen Gesichtspunkten wurde die Kurvenzeichnung Abb. 16 angelegt, in die außer den oben genannten Werten auch die Mittelwertskurve der scheinbaren Achsenlänge aufgenommen wurde. Die Darstellung der Mittelwertskurven wurde insofern vereinfacht, als in den einzelnen zugehörigen Tabellen der vorstehenden Arbeit die Werte der Spalten B und C einerseits, der Spalten E und F andererseits zur Berechnung gemeinsamer Mittelwerte zusammengefaßt wurden. Die zusammengezogenen Spalten B und C der Tabellen drückten somit die Hyperopiewerte, die Spalte D die Emmetropiewerte und die zusammengezogenen Spalten E und F die Myopiewerte aus. Ihre Mittelwerte „ b_1 “ sind in der Abb. 16 in den Reihen 3—5 und in den Spalten C—G eingetragen. Die zugehörigen Mittelwerte der Abszissenreihen, die der Refraktion des Auges entsprechen — für die die obigen Ordinatenwerte „ b_1 “ gelten — sind als „ b_2 “ in den Reihen 3—5, Spalte B der Abb. 16 eingetragen.

Für die Beurteilung der Entstehung einer Refraktionsanomalie ist vor allem das gegenseitige Verhalten von Achsenlänge und Brechkraft des vollen optischen Systems von Bedeutung. Ersteres kommt in Abb. 16 durch den Verlauf der Hauptkurve der wahren Achsenlänge ($Ax_{w_1} \% \dots Ax_{w_1} \%$) und letzteres durch den Verlauf der Hauptkurve der sekundären Achsenlänge ($Ax_{E_1} \% \text{ — — — } Ax_{E_1} \%$) zum Ausdruck.

Der gegenseitige Abstand dieser beiden Kurven kann als Ausdruck für die Refraktionsanomalie benutzt werden (Begründung s. Anhang 2). Ein steigender Verlauf der Kurve $Ax_{w_1} \%$ (Verlauf in den Quadranten III und I der Abb. 16) erhöht ebenso wie ein fallender Verlauf der Kurve $Ax_{E_1} \%$ (Verlauf in den Quadranten II und IV der Abb. 16) diesen Abstand und bewirkt entsprechend eine höhere Refraktionsanomalie. Wie wir aus Abb. 16 ersehen, fehlt für die Kurve $Ax_{E_1} \%$ beim Durchschnitts-

auge der fallende Verlauf. Im Durchschnittsaug ist das optische System an der Herbeiführung einer Refraktionsanomalie also nicht mitbeteiligt.

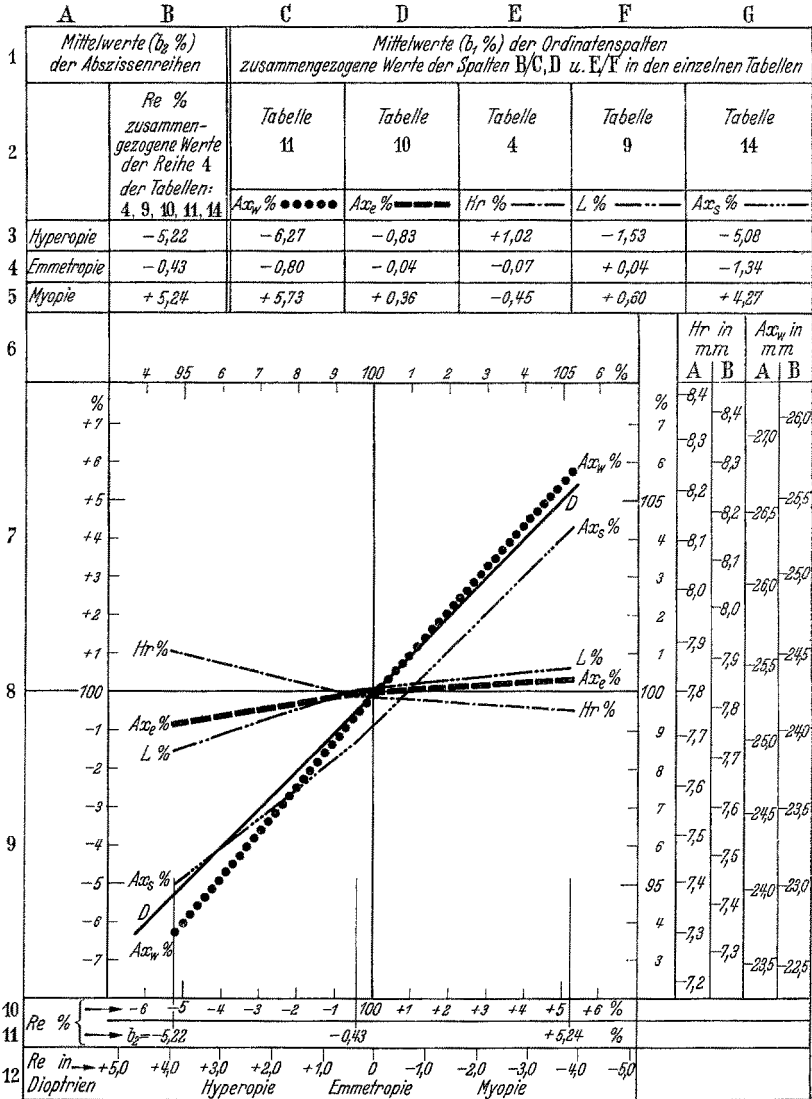


Abb. 16. Kurven der optischen Werte und der Achsenlänge bei Refraktionsanomalien.

Im allgemeinen können wir aus dieser Überlegung schließen, daß die Achsenlänge an der Herbeiführung von Refraktionsanomalien dann mitbeteiligt ist, wenn bei Hyperopien ihre Werte unter der 100%-Abszissenachse, bei Myopien über der 100%-Abszissenachse liegen. Umgekehrt

ist das optische System an der Herbeiführung der Refraktionsanomalie mitbeteiligt, wenn bei Hyperopie die Prozentwerte der sekundären Achsenlänge über der 100%-Abszissenachse, bei Myopien unter der 100%-Abszissenachse liegen. Danach werden wir als rein optisch bedingt diejenigen Refraktionsanomalien ansprechen dürfen, bei denen sowohl $Ax_{w1}\%$ wie $Ax_{e1}\%$ in den Quadranten II und IV eines Koordinatensystems sich finden, d. h. bei Hyperopien größer als der 100%-Durchschnittswert, bei Myopien kleiner als der 100%-Durchschnittswert sind. Bei umgekehrtem Verhalten der Werte $Ax_{w1}\%$ und $Ax_{e1}\%$, also beim Liegen beider Werte in den Quadranten III und I des Ordinatenystems, handelt es sich entsprechend um reine Achsenhyperopie oder Achsenmyopie. Als kombinierte Fehlsichtigkeiten sind diejenigen Fälle zu deuten, wo $Ax_{w1}\%$ und $Ax_{e1}\%$ in verschiedenen Quadranten verteilt auftreten.

Da die Refraktionsanomalie in den Tabellen und Abb. 10 $\left(\frac{Ax_{e1}\%}{Re_1\%}\right)$ und 11 $\left(\frac{Ax_{w1}\%}{Re_1\%}\right)$ auch durch den Abstand der Einzelwerte von der 100%-Ordinatenachse (Abszisse) zum Ausdruck kommt, so läßt sich entsprechend den obenstehenden Ausführungen (und Anhang 2) der jedesmalige Wert von $Ax_{w1}\%$ oder $Ax_{e1}\%$ aus dem anderen Wert annähernd entwickeln, wenn die Ordinate dieses Wertes um den entsprechenden Abszissenwert verändert wird. Unter Zuhilfenahme dieses Verfahrens lassen sich in den Tabellen 10 bei den entsprechenden Werten von $Ax_{e1}\%$ die zugehörigen Werte von $Ax_{w1}\%$ ablesen und umgekehrt in Tabelle 11.

Bleiben wir bei der Betrachtung der Tabelle 11, in der das Verhalten der wahren Achsenlänge bei Fehlsichtigkeiten dargestellt ist. In dieser Tabelle müssen dann auf der hyperopischen Seite alle Werte von $Ax_{e1}\%$, bei denen der Wert von $Ax_{w1}\%$ unterhalb der gezogenen Diagonale D — — — D liegt, auch unterhalb der 100%-Abszissenachse A — — — A liegen, da bei der Diagonale der Abstand von Ordinaten- und Abszissenachse gleich groß ist. Bei allen diesen Werten ist also das optische System an der Entstehung der Hyperopie gar nicht mitbeteiligt; die Hyperopie ist rein durch Achsenverkürzung entstanden. Nur diejenigen Werte von $Ax_{e1}\%$ liegen über der Abszissenachse A — — — A , bei denen der entsprechende Wert von $Ax_{w1}\%$ über der Diagonale liegt. In diesen Fällen ist an der Entstehung der Refraktionsanomalie also sowohl das optische System als auch die verkürzte Achsenlänge beteiligt; wir haben eine „kombinierte Ametropie“ vor uns. Rein optisch bedingt sind die Fälle, wo auch der Wert von $Ax_{w1}\%$ über der Abszissenachse A — — — A liegt.

Umgekehrt sind bei der Myopie als rein axial bedingte Myopien alle Fälle aufzufassen, bei denen $Ax_{w1}\%$ über der Diagonale D — — — D liegt. Die Fälle zwischen der Diagonale und der Abszissenachse A — — — A sind kombiniert bedingte Myopien, und die Fälle, wo auch $Ax_{w1}\%$ unter

der Abszissenachse A — — — A liegt, sind rein optisch entstandene Myopien.

Bei der Betrachtung der Tabelle 11 sehen wir, daß rein optisch bedingt fast nur Fehlsichtigkeiten ganz geringen Grades vorkommen. Sonst sind sie, wie auch *Tron* bereits feststellte, äußerst selten. Aber auch die kombiniert bedingten Ametropien sind bei allen mittleren und höheren Fehlsichtigkeiten erheblich seltener, als die rein „axial“ bedingten Ametropien. Die Betrachtung der Tabelle 11 zeigt, daß unter den Hyperopien, die größer als $+1,0$ D sind, sich unter 47 Gesamtfällen 32 mit reiner Achsenhyperopie (68%), 14 Fälle mit kombinierter Hyperopie (29,8%) und 1 Fall mit rein optischer Hyperopie (2,1%) befinden. Bei den Myopien befinden sich unter 59 Gesamtfällen 39 Fälle (66,2%) mit reiner Achsenmyopie, 18 Fälle mit kombinierter Myopie (30,5%) und 2 Fälle mit rein optischer Myopie (3,4%).

Die *Tronsche* Auffassung der Kombinationsametropie weicht von meiner Darstellung insofern ab, als *Tron* als Kombinationsametropie die Fälle deutet, bei denen sowohl Achsenlänge als auch Brechkraft innerhalb des Variationsgebietes des emmetropischen Materials liegen. Dadurch müssen natürlich sehr viel mehr Fälle als Kombinationsametropie gedeutet werden, da, wie sich aus den Tabellen 10 und 11 ergibt, die Grenzen für Brechkraft und Achsenlänge, die noch bei Emmetropie vorkommen, recht weit über und unter der 100%-Abszissenachse liegen. Sicher hat die *Tronsche* Darstellung auch manches für sich. Aber abgesehen davon, daß die Grenzen der Kombinationsametropie dadurch recht fließend werden, fallen alle geringgradigen Fehlsichtigkeiten, wie *Tron* selbst angibt, in den Bereich der Kombinationsametropie. Es ist auch nicht recht einzusehen, warum z. B. eine Mitbeteiligung des optischen Systems an der Entstehung einer Myopie angenommen werden soll, wenn bei einer sehr großen Achsenlänge ein recht schwach brechendes optisches System vorhanden ist, nur weil dieses noch im Bereich der auch bei Emmetropie vorkommenden Formen liegt.

Bei hochgradigen Fehlsichtigkeiten läßt sich die eben durchgeführte mathematische Entwicklung und zeichnerische Darstellung der Entstehung der Fehlsichtigkeiten nicht in gleicher Weise fortführen, weil hier bei der Berechnung der Wirkung des optischen Systems der Veränderungswert „k“ (Beiträge IV) größer wird und bei der Berechnung nicht mehr vernachlässigt werden kann. Aber andererseits liegt bei höhergradigen Fehlsichtigkeiten meist eine so starke Veränderung der Achsenlänge vor, daß sie fast stets in die reinen Achsen-Ametropien eingereiht werden müssen. Gewiß werden in der Literatur vereinzelte Fälle berichtet, wo auch eine hochgradige Myopie durch ein außergewöhnlich stark brechendes optisches System verursacht wurde. Aber hier handelte es sich meist um Entwicklungsfehler, wie bei Fällen von Keratoconus, oder von außergewöhnlich stark gewölbter, oft ektopischer

Linse, die z. B. bei Arachnodaktylie (*Weve, Bakker, Bücklers, Franceschetti*) beschrieben worden sind.

Der Verlauf der Mittelwertskurve der scheinbaren Achsenlänge, die ja betreffs Deutung von Refraktionsanomalien zu der Hornhautkurve $Hr_1\%$ in dem gleichen Verhältnis steht wie die eben beschriebene Kurve der wahren Achsenlänge zur Kurve der sekundären Achsenlänge, zeigt deutlich den Abweichungsfehler, mit dem man bei Berechnung der scheinbaren Achsenlänge durchschnittlich zu rechnen hat. Bei Hyperopie sind die berechneten Werte der scheinbaren Achsenlänge im Vergleich mit der wahren Achsenlänge durchschnittlich etwas zu groß, bei Myopie durchschnittlich etwas zu klein.

Aus dem Verlauf der Durchschnittskurve von $Hr_1\%$ in Abb. 16 geht hervor, daß die Hornhautbrechkraft durchschnittlich an der Herbeiführung von Refraktionsanomalien etwas mitbeteiligt ist, da wir bei Hyperopien einen etwas größeren Hornhautradius mit schwächerer Brechkraft der Hornhaut finden als bei Myopien (vgl. die Abb. 4 und 5 und die Abschnitte G und O).

Durch das entgegengesetzte Verhalten der Linse wird aber die durchschnittlich geringere Hornhautbrechkraft bei Hyperopie, die höhere Hornhautbrechkraft bei Myopie ausgeglichen, wie aus dem Verlauf der Linsenwertigkeitskurve und der Kurve der sekundären Achsenlänge hervorgeht.

Aus dem Vergleich des Hornhautradius mit der Achsenlänge (Abschnitt F, Tabelle 3) ergibt sich, daß durchschnittlich bei einer größeren Achsenlänge sich auch ein größerer Hornhautradius findet. Das bedeutet, daß an einem Größerwachstum des ganzen Auges sich sowohl die Achsenlänge als auch der Hornhautradius beteiligt.

Da im Gegensatz hierzu bei zunehmender Myopie eine durchschnittliche Verkürzung des Hornhautradius festzustellen ist, müssen die bei Refraktionsanomalien nachweisbaren Abweichungen der Achsenlänge anders zu deuten sein (Abschnitt N, Abb. 11).

Bei Refraktionsanomalien beschränkt sich die Neigung zum Kurzwachstum oder Längswachstum des Auges offenbar nur auf den hinteren Augapfelabschnitt. Die Prüfung der Linsenwertigkeit in Abb. 16 zeigt aber, daß bei Hyperopie meist eine kleinere, stärker gewölbte Linse, bei Myopie meist eine größere und flacher gewölbte Linse vorhanden ist. Das könnte so gedeutet werden, daß sich parallel gehend an der Neigung zum Kleinerwachstum oder Größerwachstum des hinteren Augapfelabschnittes auch das Linsenwachstum mitbeteiligt. Dann würde die Feststellung, daß bei Myopien sich meist eine geringere Linsenbrechkraft findet, eine einfache Wachstumserklärung finden können.

Durch dieses häufige Zusammentreffen einer stärker gewölbten Linse mit einer flacher gewölbten Hornhaut und einer gleichzeitigen Neigung zur Verkürzung des hinteren Augapfelabschnittes bei Hyperopie, einer

flacher gebauten Linse mit stärker gewölbter Hornhaut mit Neigung zur Verlängerung des hinteren Augapfelabschnittes bei Myopie würde sich auch völlig die von *Jeß* u. a. erwähnte Beobachtung, daß bei Hyperopie oft eine flachere Augenkammer, bei Myopie oft eine tiefere Augenkammer vorhanden ist, erklären. Durch spätere Untersuchungen muß noch festgestellt werden, wie diese Kammeränderung bei der Größe der Linsenwertigkeit bei Refraktionsanomalien mitbeteiligt ist (Beiträge IV, Tabelle 3).

Schon früher wurde festgestellt, daß bei Myopie sich keineswegs oft eine besonders hohe Linsenbrechkraft findet, wie dies von manchen Seiten vorausgesetzt wird. *Arlt* erwähnt ausdrücklich, daß er bei Myopie keine bleibende Formveränderung der Linse mit erhöhter Wölbung finden konnte. Ebenso maßen *Tscherning*, *Helmholtz* u. a. bei Myopie meist größere Linsenradien. Natürlich kann man *Zeeman*, *Czellitzer* und *Tron* durchaus zugeben, daß auch bei Myopie Fälle von erhöhter Linsenbrechkraft vorkommen und daß Refraktionsunterschiede in manchen Fällen auch auf Verschiedenheit der Linsenbrechkraft beruhen können. So stellte *Tron* bei Untersuchungen des dioptrischen Apparates bei Anisometropien fest, daß sich die Hornhauradien beider Augen meist nicht erheblich voneinander unterscheiden, daß dagegen häufiger Unterschiede in der beiderseitigen Linsenbrechkraft bestehen. Diese geringen Unterschiede der beiderseitigen Hornhauradien bei Anisometropien wurden jüngst von *Joseph* bestätigt. Aber die Verteilung der Linsenwertigkeit bei Refraktionsanomalien in Tabelle 9 beweist doch, daß Fälle von hoher Linsenbrechkraft bei Myopien vereinzelt bleiben.

Die eigentümliche Entwicklung der Linse in Gestalt der durchschnittlich kleineren und stärker gewölbten Linse bei Hyperopie und der größeren und flacheren Linse bei Myopie braucht nicht unbedingt ihre Ursache in Wachstumsvorgängen zu haben, sondern könnte auch nach *Straub*'scher Auffassung funktionell bedingt sein. *Straub* glaubte den Grund der flacheren Linsenwölbung bei Myopie in einer Dauererschaffung des Ciliarmuskels zu erblicken, der wenigstens bei unterkorrigierten Myopien nur wenig in Anspruch genommen wird, während bei Hyperopie die stärkere Dauertätigkeit des Ciliarmuskels zur Ausbildung einer stärkeren Linsenwölbung beitrage. Auch mit dieser Auffassung läßt sich der Verlauf der Mittelwertskurve in Abb. 9 Abschnitt L in Einklang bringen, da die funktionelle Unterbelastung des Ciliarmuskels bei geringgradigen Myopien in gleicher Weise wie bei hochgradigen Myopien stattfindet und entsprechend dem Verlauf der Mittelwertskurve bei höhergradigen Myopien dann kein weiteres Wachsen der Linsenwertigkeit mehr zu erwarten ist. Jedoch reicht der Umfang des untersuchten Materials nicht aus, um eine völlige Klärung dieser Frage zu vermitteln.

Es muß nun noch untersucht werden, in welchem Umfang rein funktionelle akkommodative Wölbungen der Linse Refraktionsanomalien

vortäuschen können oder zu einer fehlerhaften Bestimmung der tatsächlich vorhandenen Refraktionsanomalie beitragen können. Zahlen, wie sie *Steiger* auf Grund der Untersuchungen von *Chasanow* berichtet, geben zu denken. *Chasanow* fand bei Brillenglasbestimmungen von 1396 Augen 15,47% Hyperopie und 47,2% Emmetropie; bei Refraktionsbestimmungen der gleichen Augen mit dem Spiegel fand sich 44,69% Hyperopie und 29,51% Emmetropie. Es erscheint verlockend, an die Möglichkeit eines solchen, vielleicht auch mit Arzneimitteln nicht mehr lösbaren Akkommodationstonus zu denken und darin *mit* eine Ursache für die auffallende Häufung von Emmetropien in der Population zu erblicken. Der Exzeß der Refraktionskurven von Refraktionsanomalien (Kurven von *Scheerer*, *Betsch* u. a.), der nach *Kronfeld* und *Dewney* verschiedene Ursachen haben kann, würde auch darin eine Deutung finden können.

Bei myopischen Augen kommt ein solcher Akkommodationsspasmus, bei dessen Vorliegen man doch eine relativ hohe Linsenbrechkraft mit geringer Linsenwertigkeit erwarten müßte, nach den vorherigen Feststellungen wohl nur in seltenen Ausnahmefällen in Betracht, wenigstens wenn die Refraktionsbestimmung mit dem Spiegel unter Anwendung eines Mydriatikums erfolgt ist. Es wäre aber denkbar, daß Augen, die an sich hyperopisch gebaut sind, durch einen solchen Tonus in scheinbar emmetropische Refraktion übergeführt werden. Denn auf der hyperopischen und emmetropischen Seite unserer Tabellen finden wir eine größere Anzahl von Augen mit relativ kleiner Linsenwertigkeit. In diesem Falle würde die Häufung an Emmetropien in der Population und der Exzeß der Variationskurven durch eine Verarmung an Hyperopien gedeckt werden; als Ergebnis müßte man eine Schiefheit der Variationskurven erwarten, für die sich auch Beispiele in den *Betschen* Kurven finden.

Auch in der Korrelationstabelle der Linsenwertigkeit bei Refraktionsanomalien (Tabelle 9) müßte man dann eine besondere Häufung von Fällen mit relativ kleiner Linsenwertigkeit bei emmetropischer Refraktion erwarten. Die zugehörige Mittelwertskurve müßte entsprechend bei Emmetropie einen Knick nach unten zu ergeben. Es ist aber doch zweifelhaft, ob die tatsächlich festzustellende Abflachung der Mittelwertskurve der Linsenwertigkeit bei emmetropischer Refraktion in Abb. 9 einen solchen Emmetropisationsvorgang beweist. Immerhin ist es möglich, daß bei Untersuchung eines größeren Materials, bei dem die Refraktion nicht wie hier unter Anwendung eines Mydriatikums bestimmt wurde, der erwartete Knick der Mittelwertskurve bei Emmetropie stärker in Erscheinung tritt.

Übereinstimmend läßt sich aber aus der Tabelle 16 feststellen, daß die Linsenbildung sowohl bei Hyperopie als auch bei Myopie die Ausbildung der Refraktionsanomalie nicht fördert, sondern im Gegenteil abbremst.

Die Betrachtung der Tabelle 16 zeigt weiter, daß durchschnittlich die fehlsichtigen Augen in ihrem optischen Aufbau nicht miteinander und mit dem rechtsichtigen Auge übereinstimmen. Betrachtet man das Durchschnittsauge als das Vergleichsauge der Wahl, so muß man demnach für jede Fehlsichtigkeit ein besonderes Vergleichsauge benutzen. Aus dem Kurvenverlauf der Abb. 16 läßt sich für den Fehlsichtigkeitsbereich dieser Abbildung ein richtiges Durchschnittsauge berechnen, wenn man in Reihe 12 der Abb. 16 den Fehlsichtigkeitswert aufsucht, für den das Auge berechnet werden soll, und auf der zugehörigen Ordinatenreihe die Ordinatenwerte der einzelnen Kurven abliest.

Die für eine Größenberechnung entsprechend dem *Tronschen* Vergleichsauge geltenden absoluten Werte lassen sich in „Millimetern“ für den Hornhautradius auf der Ordinatenreihe Hr/A , für die Achsenlänge auf der Ordinatenreihe Ax/A ablesen. Die Linsenwertigkeit wird bekanntlich nur in „Prozenten“ abgelesen; die Brechkraft in Dioptrien kann dann aus dem Prozentwert entsprechend der Darstellung in Abschnitt S entwickelt werden, wobei allerdings bedacht werden muß, daß die 100%-Vergleichslinse des *Tronschen* Auges nach Abschnitt B eine Linsenwertigkeit von 104,6% der Urlinse besitzt. Da durch Einsetzung eines prozentualen Ausgleichswertes (Abschnitt B) diese Prozentualwerte auch für jedes andere Vergleichsauge benutzt werden können, konnten in der Spalte Hr/B und Ax/B die absoluten Größenwerte des Urauges vermerkt werden, so daß auf den gleichen Kurven die absoluten Größenwerte bei Refraktionsanomalien unter der Voraussetzung, daß das richtige Vergleichsauge Form und Größe des Urauges hat, abgelesen werden können. Es ist aber auch möglich, die absoluten Größenwerte eines untersuchten Auges abzulesen, wenn sich eine andere Größe und Gestalt des VergleichsAuges als richtig herausstellen sollte. Denn dann brauchen nach Abschnitt B die Werte des Urauges in Spalte Hr/B und Ax/B nur mit dem berechneten Ausgleichswert des neuen VergleichsAuges erweitert zu werden, um auf diesen Spalten wieder richtige absolute Werte ablesen zu können. Die Linsenwertigkeit wird wieder nach den vorherigen Erwägungen durch Division des Prozentwertes des untersuchten Auges mit dem Ausgleichswert des neuen VergleichsAuges in den richtigen Wert umgestellt, so daß die Brechkraft der Linse nach Abschnitt S berechnet werden kann.

Kurz sei darauf hingewiesen, daß sich durch Benutzung eines geeigneten Rechenschiebers diese Umrechnungen noch weiter vereinfachen lassen.

U. Einschränkungen.

Es wäre verfehlt, aus der Untersuchung der Mittelwerte in den vorstehenden Tabellen Gesetze zu folgern, die sich für die Deutung jeder Fehlsichtigkeit benutzen lassen. In den meisten Tabellen sehen wir, wie stark die Einzelwerte überall streuen und wie die rechtsichtige oder fehlsichtige Refraktion durch eine vielseitige Zusammensetzung der

optischen Werte zustande kommen kann. Besonders in den *Tronschen* Untersuchungen wird das Zusammenfallen extremer Varianten geprüft. Die Bedeutung der einzelnen optischen Werte für das Zustandekommen einer Refraktionsanomalie tritt aber erst klar zutage, wenn der durchschnittliche Aufbau des entsprechenden fehlsichtigen Auges mitberücksichtigt wird. Vielleicht lassen sich aus dem Verhalten der Streuungskurven, die keineswegs überall gleichmäßig verlaufen, auch noch wertvolle Schlüsse ziehen. Hier mußte diese Prüfung zwecks Raumsparung unterbleiben. Auch dürfte für eine solche Prüfung die Benutzung eines wesentlich größeren Materials nötig sein. Im Laufe der Arbeit ist wiederholt zugegeben worden, daß der unzureichende Umfang des verfügbaren Materials eine gewisse Unsicherheit der Ergebnisse zur Folge hat, die nur bei einem Teil der Untersuchungen durch einen Vergleich mit umfangreicheren anderen Messungen überbrückt werden konnte. Auch die Zusammensetzung des Materials aus den Meßergebnissen verschiedener Forscher gefährdet etwas seine Gleichmäßigkeit. Aber ganz abgesehen davon, daß sich auf Grund der zeitraubenden Einzeluntersuchung eine genügend umfangreiche Untersuchungsreihe auf andere Weise gar nicht beschaffen läßt, scheint mir eine gewisse Einheitlichkeit hier durch die gemeinsame Nachrechnung durch den Zusammensteller *Tron* verbürgt zu sein. Da sich auch bei einer Gesamtbetrachtung eine recht gute Übereinstimmung der Einzelfälle ergibt, kann das Material meines Erachtens ohne Bedenken gemeinsam verwertet werden.

Individuelle Fehler, wie z. B. Verwendung eines fehlerhaften Brechungskoeffizienten bei den Berechnungen, sind natürlich nicht auszuschließen. Möglicherweise beruht auf einem abweichenden Brechungskoeffizienten der Formunterschied zwischen dem *Tronschen* Durchschnittsauge und dem Urauge. Durch Benutzung eines passenden Vergleichsauges und entsprechende Veränderung der berechneten Prozentwerte durch Ausgleichswerte läßt sich aber, wie aus der Arbeit hervorgeht, ein solcher Unterschied völlig ohne Schwierigkeiten umgehen. Absolute Größenwerte lassen sich auch berechnen, wie aus dem Schluß von Abschnitt T hervorgeht. Allerdings muß dann der Vergleichswert des benutzten Vergleichsauges mit dem Urauge bekannt sein und in die Rechnung als Ausgleichswert eingesetzt werden.

Wie ich bereits im Abschnitt S erwähnte, muß man sich darüber klar sein, daß die richtigen Brechungskoeffizienten der brechenden Medien uns keineswegs mit Sicherheit bekannt sind. Es ist durchaus möglich, daß in verschiedenen Fällen die Koeffizienten voneinander abweichen¹.

¹ In diesem Zusammenhang sei auf die neusten Untersuchungen von *Krauß* und von *Gillessen* hingewiesen über die Kontraktilität der Linsenzellen und über die von anderer Seite (Literatur s. bei *Gillessen*) festgestellten Änderungen der submikroskopischen Micellarstruktur der Linse und der biotischen Umsetzungen bei der Akkommodation. Es steht noch nicht fest, ob solche aktiven Vorgänge im Linseninnern nicht auch mit Änderungen des Brechungskoeffizienten einhergehen.

Die Änderung des Koeffizienten der einzelnen Linsenschichten, die zu verschiedenen Lebenszeiten vorkommen können, ist ja durchaus bekannt. Dadurch können Refraktionsanomalien herbeigeführt werden, ohne daß solche auf Veränderungen der Achsenlänge beruhen. Ein jüngst von mir beobachteter Fall ist in dieser Hinsicht lehrreich.

Die jetzt 67jährige Frau V. H. besaß bei Untersuchungen 1923 und 1929 unverändert eine Myopie des rechten Auges von $-18,0\text{ D}$ mit Sehschärfe $= 6/15$. Hornhautradius $= 7,41\text{ mm}$. Im Jahre 1934 hatte die Frau rechts eine Myopie von $-22,0\text{ D}$, Sehschärfe $= 6/20$. Im Jahre 1937 (bei $3,5\text{ mm}$ Pupillenweite) Myopie von $-36,0\text{ D}$, Sehschärfe mit $-36,0\text{ D} = 6/20$.

Wenn diese Änderung der Kurzsichtigkeit durch Achsenverlängerung zustande gekommen wäre, dann hätte sich die im Jahre 1929 etwa 29 mm lange Achsenlänge um fast 6 mm auf etwa $34,5\text{ mm}$ verlängern müssen. Der Augenhintergrund wies (1937) aber keinerlei stärkere Dehnungserscheinungen auf. Es bestand nur eine mäßige temporale Sichel der Papille und geringe Aderhautveränderungen in der Maculargegend. Bei Erweiterung der Pupille mit Homatropin auf 7 mm Durchmesser sah man in der Linse die Kernschicht der Linse mit einem Durchmesser von etwa 4 mm als deutlich abgegrenzte, gut durchsichtige, aber erheblich stärker lichtbrechende selbständige Linse liegen. Ich verdeckte (1937) den zentralen Teil der Linse durch ein vorgesetztes Diaphragma, so daß die Patientin nunmehr nur noch durch die Randteile der Linse, die scharf von dem Kernteil abgesetzt waren, sehen konnte. Jetzt erhielt ich mit $-22,0\text{ D}$ Sehschärfe $= 6/20$. Die Randteile der Linse hatten also annähernd die gleiche Brechkraft behalten wie in den früheren Jahren. Dagegen hatte die Brechkraft des zentralen Teiles, bedingt durch Wachsen des Brechungskoeffizienten im Kernteil, ganz erheblich zugenommen. Nach Anhang 10 der Beiträge IV, Tabelle 8 und 4 kann man diese durchschnittliche Zunahme des Brechungskoeffizienten im mittleren Bereich der Linse annähernd berechnen. Die Berechnung ergab für die Jahre 1929—1934 ein Wachsen des durchschnittlichen Brechungskoeffizienten der mittleren Linsenteile im Bereich einer Pupillengröße von etwa $3,5\text{ mm}$ von 100% auf $100,9\%$, und in den Jahren von 1934—37 ein weiteres Wachsen des Koeffizienten auf etwa $103,9\%$. Das bedeutet unter der Voraussetzung, daß der Brechungskoeffizient entsprechend der Annahme des Urauges im Jahre 1929 $= 1,405$ gewesen wäre, ein Wachsen auf $1,417$ im Jahre 1934, und auf $1,459$ im Jahre 1937.

Im linken Auge lagen die gleichen Verhältnisse noch stärker ausgeprägt vor. Hier war die meßbare Myopie (bei $3,5\text{ mm}$ Pupillenweite) von $-18,0\text{ D}$ (1929) auf etwa $-38,0\text{ D}$ (1937) gewachsen, und die in die Linse eingelagerte Kernlinse war noch viel deutlicher zu erkennen als rechts.

Eine Klärung, ob Abweichungen des Brechungskoeffizienten auch schon bei geringgradigeren Fehlsichtigkeiten öfters vorkommen, wird erst möglich sein, wenn genügend Brechkraftberechnungen der Linse mit Kontrollprüfungen im später staroperierten aphakischen Auge nach Beiträgen III oder unter Verwendung genauer anatomischer Messungen des Längsdurchmessers des Auges vorliegen.

Die Berechnungen der scheinbaren Achsenlänge bedürfen noch einer besonderen Erläuterung. Die scheinbare Achsenlänge, die sich bei jedem Auge aus Hornhautradius und Totalrefraktion nach Formel 11, Beiträge IV ohne Schwierigkeit berechnen läßt, soll als Ersatz für die oft nur sehr schwierig festzustellende wahre Achsenlänge dienen. Ihre

genaue Prüfung in den Abschnitten P—R dieser Arbeit verfolgte den Zweck, die Annäherung der scheinbaren Achsenlänge an die wahre Achsenlänge zu prüfen und damit die Zuverlässigkeit einer Beurteilung der Achsenlänge auf Grund der Berechnung der scheinbaren Achsenlänge zu begrenzen. In den Tabellen und Abbildungen der genannten Abschnitte finden wir eine weitgehende Annäherung der Prozentwerte der scheinbaren Achsenlänge an die Prozentwerte der wahren Achsenlänge. Wir werden also darauf rechnen können, daß wir berechnete Prozentwerte der scheinbaren Achsenlänge mit einiger Zuverlässigkeit (s. Abschnitt Q) zum Ersatz der Prozentwerte der wahren Achsenlänge benutzen können. Es lassen sich aber nicht ohne weiteres die absoluten Werte der Achsenlänge aus den berechneten Prozentwerten feststellen. Denn dazu muß die Form und Größe eines absolut richtigen Vergleichsauges, auf das sich die Prozentwerte beziehen, bekannt sein. Aus den anatomischen Messungen des Abschnittes S geht hervor, daß wir weder das *Trosche* Durchschnittsauge, noch das *Urauge* mit Sicherheit als das richtige Vergleichsauge ansehen können. Ist einmal durch genügend zahlreiche Berechnungen und anatomische Messungen ein solches zuverlässiges Vergleichsauge bekannt, so können nach den Ausführungen in Abschnitt T auch die berechneten Prozentwerte der scheinbaren Achsenlänge ohne weiteres in richtigen absoluten Größenmaßen ausgedrückt werden.

V. Zusammenfassung.

1. Bei der prozentualen Berechnung werden die optischen Werte, wie Hornhautradius, Achsenlänge, Linsenwirkung, Totalrefraktion usw. als Prozentwerte der entsprechenden Größen eines Normalauges aufgefaßt und dadurch miteinander vergleichbar gestaltet. Unterschiede, die nur durch verschiedene Größenanlage des Augapfels zustande kommen und die Herbeiführung einer Fehlsichtigkeit ganz ungleich beeinflussen, lassen sich dabei ausgleichen. Ebenso können Augen, die auf Grund verschiedenen Alters oder verschiedenen Geschlechtes verschiedene Größe aufweisen, nach prozentualer Berechnung miteinander verglichen werden. Individuelle Fehler größerer Zusammenstellungen, wie sie etwa durch Benutzung eines fehlerhaften Brechungskoeffizienten zu unrichtigen absoluten Größenwerten führen können, lassen sich durch Benutzung eines geeigneten Vergleichsauges überbrücken. Dadurch können viele Berechnungen, über deren absolute Richtigkeit Zweifel herrschen kann, für mancherlei Untersuchungen nutzbar gemacht werden.

Durch die Umdeutung der Linsenbrechkraft in eine Linsenwertigkeit gelingt es, zu berücksichtigen, daß die Linse in verschieden groß angelegten optischen Systemen eine verschieden große optische Wirkung ausübt, die bei der Untersuchung der optischen Bedeutung der Linse nicht vernachlässigt werden darf. Auch Unterschiede der Linsenbrechkraft, die durch Änderung der Brechungskoeffizienten der Linse zustande

kommen, lassen sich bei der prozentualen Berechnung in beschränktem Maße berücksichtigen.

2. Aus der *Tronschen* Zusammenstellung des Jahres 1934 werden 229 Augen, deren Totalrefraktion zwischen $+7,0$ D Hyperopie und $-10,0$ D Myopie liegt, prozentual umgerechnet. Die gegenseitigen Beziehungen von Totalrefraktion des Auges, Hornhautradius, Linsenwertigkeit, Brechkraft des gesamten optischen Systems, wahrer und scheinbarer Achsenlänge werden an der Hand von Korrelationstabellen geprüft. Es zeigt sich:

a) Die Hornhautradien wachsen durchschnittlich mit zunehmender Größenanlage des Augapfels an, nehmen aber — auch beim Erwachsenen — mit zunehmender Myopie an Größe ganz wenig ab.

b) Die Linsenwertigkeit steigt mit zunehmender Myopie etwas an, das heißt, bei zunehmender Myopie sinkt durchschnittlich die *relative* Linsenbrechkraft leicht ab. Dadurch wird durchschnittlich die Zunahme der Hornhautbrechkraft, die bei zunehmender Myopie festgestellt werden konnte, voll ausgeglichen. Die Brechkraft des gesamten optischen Systems bleibt durchschnittlich bei allen Refraktionsanomalien annähernd gleich groß.

c) Die Achsenlänge des Auges wächst mit zunehmender Augapfelgröße, vor allem aber mit zunehmender Myopie stark an. Die Kurzsichtigkeit läßt sich weit häufiger auf eine vergrößerte Achsenlänge des Auges als auf eine erhöhte Brechkraft des optischen Systems zurückführen. Mit Recht hat *Grunert* daher die Kurzsichtigkeit als „Dehnsucht des Auges“ bezeichnet.

3. In der Mehrheit der Fälle irrt die Linsenwertigkeit von Durchschnittswerten nur wenig ab. Für Rechtsichtigkeiten und Fehlsichtigkeiten mäßigen Grades ergibt sich daraus, daß die unter Vernachlässigung der Linsenbrechkraft berechneten Prozentwerte der scheinbaren Achsenlänge sich von den Prozentwerten der wahren Achsenlänge meist nur um wenige Prozente unterscheiden und in vielen Fällen zum Ersatz der wahren Achsenlänge benutzt werden können. Zur Aufstellung richtiger absoluter Größenwerte von scheinbarer und wahrer Achsenlänge sind noch weit mehr Berechnungen und anatomische Messungen erforderlich.

W. Anhänge.

1. *Mathematische Berechnung der Prozentwerte in Spalte H—P der Tabelle 1.*

Spalte H: Hr_1 = Hornhautradius des untersuchten Auges in Millimetern.
 Hr = Hornhautradius des Urauges = 7,83 mm.

$$Hr_1 \%_{Ur} = \frac{Hr_1}{Hr} \cdot 100\% = \frac{Hr_1}{7,83} \cdot 100\% = u_1\%$$

(Formel 1, Beiträge IV).

Spalte I: Hornhautradius des Vergleichsauges (Umschlagswert) = 99,5% $_{Ur}$
 (Abschnitt B).

$$Hr_1 \%_{Vgl} = \frac{Hr_1 \%_{Ur}}{99,5 \%_{Ur}} \cdot 100\% \text{ (Abschnitt B).}$$

Spalte K: Ax_{w1} = wahre Achsenlänge des untersuchten Auges in Millimetern.

$$Ax = \text{Achsenlänge des Urauges} = 24,26 \text{ mm. } Ax_{w1} \%_{Ur} = \frac{Ax_{w1}}{24,26} \cdot 100 \% .$$

Achsenlänge des rechtsichtigen VergleichsAuges (Ausgleichswert) = 104,2%_{Ur} (Abschnitt B).

$$Ax_{w1} \%_{Vgl} = \frac{Ax_{w1} \%_{Ur}}{104,2 \%_{Ur}} \cdot 100 \% .$$

Spalte L: Re_{n1} = Brillenglasametropie des Auges (Abschnitt B) als Prozentwert der sekundären Achsenlänge. Die in den üblichen Meterdioptrien ausgedrückte Fehlsichtigkeit wird nach Formel 5, Beiträge IV in „n“-Dioptrien Fehlsichtigkeit umgewandelt und auf Spalte D, Tabelle 6 der Beiträge IV wird der zugehörige Prozentwert abgelesen.

Spalte M: Ax_{s1} = scheinbare Achsenlänge. Nach Formel 11, Beiträge IV, ist: $Ax_{s1} = u_1 \% \cdot Re_1 \% \cdot Ax$, und $Ax_{s1} \%_{Ur} = u_1 \% \cdot Re_1 \% \cdot 100 \%$.

Spalte N: Scheinbare Achsenlänge des VergleichsAuges (Ausgleichswert) = 100,4%_{Ur}. $Ax_{s1} \%_{Vgl} = \frac{Ax_{s1} \%_{Ur}}{100,4 \%_{Ur}} \cdot 100 \% .$

Spalte O: Ax_{e1} = sekundäre Achsenlänge. $Ax_{e1} = u_1 \% \cdot L_1 \% \cdot Ax$. (Aus Formel 12, Beiträge IV zu bilden unter Berücksichtigung des Abschnittes E dieser Arbeit). $Ax_{e1} \%_{Ur} = u_1 \% \cdot L_1 \%_{Ur} \cdot 100 \%$. Sekundäre Achsenlänge des VergleichsAuges (Abschnitt B) = 104,2%_{Ur}. $Ax_{e1} \%_{Vgl} = \frac{Ax_{e1} \%_{Ur}}{104,2 \%_{Ur}} \cdot 100 \% .$

Spalte P: $L_1 \%_{Ur}$ = Linsenwertigkeit. Die Linsenwertigkeit ist nach Beiträgen IV zu berechnen:

$$a) \text{ Aus Formel 13: } L_{(k)1} \%_{Ur} = \frac{Ax_{w1} \%_{Ur}}{Ax_{s1} \%_{Ur}} \cdot 100 \% .$$

$$b) \text{ Aus Formel 10: } k_1 l_1 \%_{Ur} = \pm (100 \% - L_{(k)1} \%_{Ur}) .$$

$$c) \text{ Aus Tabelle 6, Spalte H: } l_1 \%_{Ur} = \frac{k_1 \cdot l_1 \%_{Ur}}{k_1} .$$

$$d) \text{ Aus Formel 19: } L_1 \%_{Ur} = 100 \% \pm l_1 \%_{Ur} .$$

Linsenwertigkeit des VergleichsAuges (Abschnitt B) = 104,6%_{Ur} (Ausgleichswert). $L_1 \%_{Vgl} = \frac{L_1 \%_{Ur}}{104,6 \%_{Ur}} \cdot 100 \% .$

2. Begründung der Angabe in Abschnitt T, daß in Abb. 16 der Abstand der Mittelwertskurven von $Ax_w \%$ und $Ax_e \%$ als Ausdruck für die Refraktionsanomalie gebraucht werden kann.

Nach Formel 12, Beiträge IV wächst der Refraktionswert des Auges „ Re_1 “ direkt mit $Ax_{w1} \%$ und indirekt mit $Hr_1 \% \cdot L_{k1} \%$. Da sich in dem begrenzten Untersuchungsbereich der Abb. 16 der Wert „k“ nur wenig von 1,0 unterscheidet, so kann hier mit Annäherung statt: „ $Hr_1 \% \cdot L_{k1} \%$ “ der Wert: „ $Hr_1 \% \cdot L_1 \%$ “ (= $Ax_{e1} \%$)“ benutzt werden. Dann ergibt sich die Formel:

$$Re_1 \% = \frac{Ax_{w1} \%}{Ax_{e1} \%} \cdot 100 \% .$$

Da sich $Ax_{w1} \%$ und $Ax_{e1} \%$ nicht wesentlich von 100% unterscheiden und hier Annäherungswerte ausreichen, so kann die Division durch eine Subtraktion des Nenners vom Zähler ersetzt werden. Daraus folgt, daß man in Abb. 16 den Abstand der beiden Kurven $Ax_{w1} \%$ und $Ax_{e1} \%$ (welcher der Differenz der Einzelwerte entspricht) als Annäherungsausdruck für die jedesmalige Refraktion des Auges benutzen kann.

Schrifttum.

Arlt, F.: Über die Ursachen und die Entstehung der Kurzsichtigkeit, S. 3. Wien 1876. — *Auerbach*: Ref. bei *Tron*. Graefes Arch. **122** (1929); **132** (1934). — *Axenfeld, Th.*: Z. Psychol. u. Physiol. Sinnesorg. **15**, 71 (1897). — *Bakker, C.*: Arch. Augenheilk. **109**, 353 (1935). Ref. Zbl. Ophthalm. **35**, 382. — *Berg, Fr.*: Graefes Arch. **127**, 606 (1931). — *Betsch, A.*: Klin. Mbl. Augenheilk. **82**, 365 (1929). — *Bücklers, M.*: Münch. med. Wschr. **1935 II**, 1385. — *Chasanow*: Ref. bei *Steiger*: Die Entstehung der sphärischen Refraktion des menschlichen Auges. Berlin 1913. — *Czellitzer*: Klin. Mbl. Augenheilk. **79**, 301 (1927). — *Erggelet, H.*: Ber. 51. Zusammenk. dtsch. ophthalm. Ges. Heidelberg **1936**. — *Franceschetti, A.*: Klin. Mbl. Augenheilk. **88**, 686 (1932). — *Friede, R.*: Klin. Mbl. Augenheilk. **91**, 766 (1933). — *Gillessen*: Klin. Mbl. Augenheilk. **98**, 817 (1937). — *Grunert, K.*: Die Dehnsucht des Auges (Myopie). München 1934. — *Gullstrand, A.*: Handbuch der physikalischen Optik von *Helmholtz*, 3. Aufl., Bd. 1. Hamburg u. Leipzig 1909. — *Heß, C.*: Handbuch der gesamten Augenheilkunde, 2. Aufl., Bd. 8. Leipzig 1903. — *Jefß*: Kurzes Handbuch der Ophthalmologie, Bd. 5, S. 185. Berlin 1930. — *Joseph, H.*: Bull. Soc. Ophtalm. Paris **1936**, No 5. Ref. Zbl. Ophthalm. **37**, 657. — *Just, G.*: Praktische Übungen zur Vererbungslehre. Berlin 1935. — *Krauß*: Klin. Mbl. Augenheilk. **98**, 817 (1937). — *Kronfeld, P. C. u. Cl. Dewney*: Graefes Arch. **126**, 487 (1931). — *Paul, L.*: Beiträge II. Graefes Arch. **131**, 253 (1933). — Beiträge III. Graefes Arch. **133**, 254 (1935). — Beiträge IV. Graefes Arch. **135**, 482 (1936). — Heidelberg. Ber. **51**, 66 (1936). — *Reuß, A. v.*: Graefes Arch. **27**, 27 (1881). — *Scheerer*: Graefes Arch. **124** (1930). — *Scheerer u. Seitzer*: Klin. Mbl. Augenheilk. **82**, 511 (1929). — *Steiger*: Die Entstehung der sphärischen Refraktion des menschlichen Auges. Berlin 1913. — *Straub, M.*: Graefes Arch. **70**, 130 (1909). — *Sulzer*: Encyclop. franç. d. Opht. Paris 1904. Ref. bei *Tron*. Graefes Arch. **132** (1934). — *Tron, E.*: Graefes Arch. **122**, 1 (1929). **126**, 454 (1931); **132**, 182 (1934); **133**, 211 (1935). — *Tscherning, M.*: Graefes Arch. **29**, 257 (1883). — *Waardenburg*: Klin. Mbl. Augenheilk. **85**, Beil.-H., 1 (1930). — *Wagner, H.*: Graefes Arch. **127**, 103 (1931). — *Weiß, L.*: Anat. H. 8, Nr 25, 193 (1897). — *Weve, H.*: Arch. Augenheilk. **104**, 1 (1931). Ref. Zbl. Ophthalm. **25**, 852. — *Wibaut, Fl.*: Biol.-stat. Refrakt. Untersuchungen. München 1932. — *Zeeman, P. C.*: Graefes Arch. **78**, 93 (1911).
