

Längenmessungen mittels Planplattenmikrometrie am menschlichen Augenhintergrund

W. Vilser, E. Königsdörffer, H.P. Brandt, A. Jütte, U. Dietze,
A. Deufrains und B. Wittwer

Augenklinik des Bereiches Medizin der Friedrich-Schiller-Universität Jena
(Direktor: Prof. Dr. A. Heydenreich),

Abteilung für Mikrozirkulation und medizinische Optik (Leiter: OMR Prof. Dr. A. Jütte),
Bachstraße 18, DDR-69 Jena, Deutsche Demokratische Republik

Length Measurements by Rocking-Plate Micrometry at the Fundus of the Human Eye

Abstract. An additional unit which can be used for length measurements at the fundus of the human eye is described for the ophthalmoscope. The principle of measurement is based on optical displacement of the measuring object to itself. The optical displacement of picture points is made possible by the use of a tilting flat glass plate in the intermediate image plane of the eyepiece. The relation between the optical displacement of picture points and the measuring movement is sufficiently linear for the described device.

Zusammenfassung. Es wird eine Meßeinheit als Zusatzeinheit für Ophthalmoskope beschrieben, mit der Längenmessungen am Augenhintergrund durchgeführt werden können. Das Meßprinzip beruht auf der optischen Versetzung des Meßobjektes gegen sich selbst. Die optische Versetzung der Bildpunkte wird durch eine kippbare Planplatte in der Okularzwischenbildebene des Ophthalmoskops realisiert. Die Bildpunktversetzung wird auf eine Meßbewegung zurückgeführt, die eine für den Anwendungsfall ausreichend lineare Meßbeziehung liefert.

Längenmessungen am Augenhintergrund haben u.a. bei der Erforschung der Mikrozirkulation Bedeutung. Die Zielstellung für das nachfolgend vorgestellte Meßprinzip besteht darin, Objektlängen – insbesondere den Gefäßdurchmesser – am Augenhintergrund mit hoher Empfindlichkeit und geringster Meßunsicherheit zu bestimmen. Dabei soll unmittelbar am lebenden Auge gemessen werden.

Die Gegenüberstellung der Meßprinzipien bekannter Verfahren ergab, daß die Längenmessung mittels Photographie und mittels optischer Versetzung des Meßobjektes gegen sich selbst bezüglich einer minimalen Meßunsicherheit die geeignetsten sind. Dabei wurden insbesondere die Meßunsicherheit bei idealem

Meßobjekt und idealen Meßbedingungen und bei Berücksichtigung von Meßobjektbewegungen im Bildfeld in Betracht gezogen. Weil bei der Längenmessung mittels Photographie die Meßwerte nicht unmittelbar am lebenden Auge bestimmt werden, sondern erst an der photographischen Aufnahme, fiel die Wahl auf die Längenmessung mittels optischer Versetzung des Meßobjektes gegen sich selbst. Das hat gegenüber der Längenmessung an der photographischen Aufnahme den Vorteil, daß der photographische Prozeß als zusätzliche Fehlerquelle entfällt, daß die Meßwerte sofort zur Verfügung stehen und daß der apparative und zeitliche Aufwand geringer ist (Vilser et al. 1979).

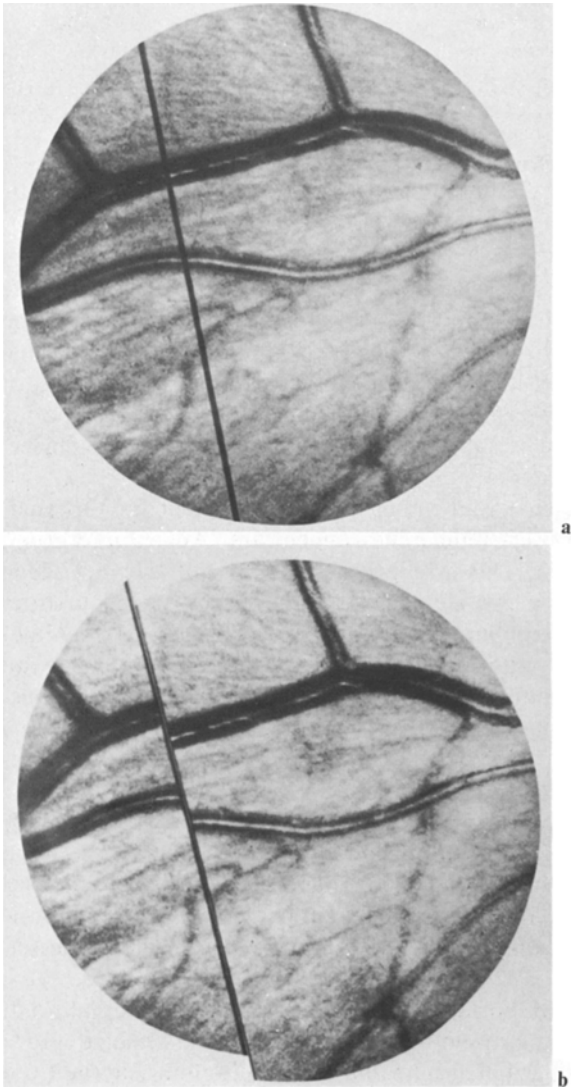


Abb. 1. Meßabgleich an einem venösen Gefäß. **a** beide Bildhälften sind unversetzt ($\Delta y' = 0$). **b** beide Bildhälften sind um den Gefäßdurchmesser y' gegeneinander versetzt ($\Delta y' = y'$)

Meßprinzip

Der Augenhintergrund wird beleuchtet und in eine mechanisch zugängige Zwischenbildebene abgebildet, in der die Messung erfolgt.

Das Bildfeld wird optisch in zwei Hälften geschnitten, wobei die eine Hälfte gegen die andere um $\Delta y'$ verschoben werden kann. Diese Verschiebung $\Delta y'$, im folgenden Versetzung genannt, erfolgt definiert und steht als Anzeigewert ΔA zur Verfügung. Die Schnittlinie des Bildfeldes wird auf das Meßobjekt in Meßrichtung gelegt, so daß das Meßobjekt entlang der Meßstrecke in zwei Hälften geteilt wird. Beide Meßobjekthälften werden nun vollständig gegeneinander verschoben, so daß die Bildfeldversetzung exakt der zu messenden Objektlänge y' im Bildfeld entspricht. Dieser Vorgang, als Meßabgleich bezeichnet, ist in Abb. 1 dargestellt. Die gegenüberliegenden Meßobjektkanten werden in Übereinstimmung gebracht. Aus dem abgelesenen Meßwert ΔA kann die Bildfeldversetzung $\Delta y' = y'$ bestimmt werden und führt über den Abbildungsmaßstab Fundus-Bildebene $\beta' = \frac{y'}{y}$ zur gesuchten Objektlänge y .

Die Beschreibung des Meßprinzips wurde auf die Versetzung zwischen zwei durch eine optische Schnittlinie getrennte Bildhälften beschränkt. Dieses Meßprinzip schließt aber auch das echte Doppelbild ein. Wird nicht das Bildfeld, sondern der Lichtstrom der Aperturblende geteilt, wobei die beiden Hälften der abbildenden Bündel gegeneinander versetzt werden, so erscheinen zwei gleiche vollständige Bildfelder, die sich überlagern, wobei das eine Bildfeld gegen das andere versetzt werden kann. Der Meßabgleich ist dann abgeschlossen, wenn das Meßobjekt gerade doppelt zu sehen ist, wobei die gegenüberliegenden Meßobjektkanten exakt aneinander liegen müssen. Dieser Abgleich ist für lichtschwache und kontrastarme Bilder sowie für Objekte mit unscharfen Objektkanten ungünstig. Die Ausführung des Meßprinzips als geteiltes Bildfeld erscheint deshalb für die vorliegenden Randbedingungen zweckmäßiger.

Technische Realisierung des Meßprinzips

Die Realisierung des Meßprinzips mittels einer meridional geteilten Linse ist als Lobeck-Okular in den dreißiger Jahren bekannt geworden.

Der nachfolgend vorgestellte Meßaufbau soll eine hohe Empfindlichkeit mit einem minimalen Fehler verbinden. Das erfordert unter anderem, daß die Lagebeziehung zwischen Auge und Ophthalmoskop möglichst exakt eingestellt und für die Dauer der Messungen weitgehend unverändert beibehalten werden kann. Die Lagebeziehung zwischen Ophthalmoskop und Auge sollte möglichst unabhängig vom Meßort sein. Wenn alle gewünschten Meßobjektlängen innerhalb des vom Bildfeld erfaßten Fundusausschnittes liegen, ist die oben genannte Forderung realisierbar.

Dazu muß aber die Schnittlinie, die das Bildfeld schneidet, um die optische Achse drehbar und seitlich verschiebbar sein. Bei gleicher Lagebeziehung Ophthalmoskop – Auge kann nun an verschiedenen Meßobjekten innerhalb des Bildfeldes gemessen werden und bei kleinen Lageänderungen des Meßobjektes im Bildfeld die Schnittlinie nachgeführt werden. Diese Eigenschaft erwies sich bei Messungen im Vergleich zum Lobeck-Okular, bei dem die Schnittlinie nur gedreht werden kann, als sehr günstig.

Die Realisierung des Meßprinzips umfaßt die Beleuchtung des Fundus, die optische Abbildung des Fundus in eine Zwischenbildebene und die strahlversetzende Einheit, die im Abbildungsstrahlengang angeordnet wird. Das Meßprinzip und wesentliche Elemente der technischen Realisierung sind in Abb. 2 dargestellt.

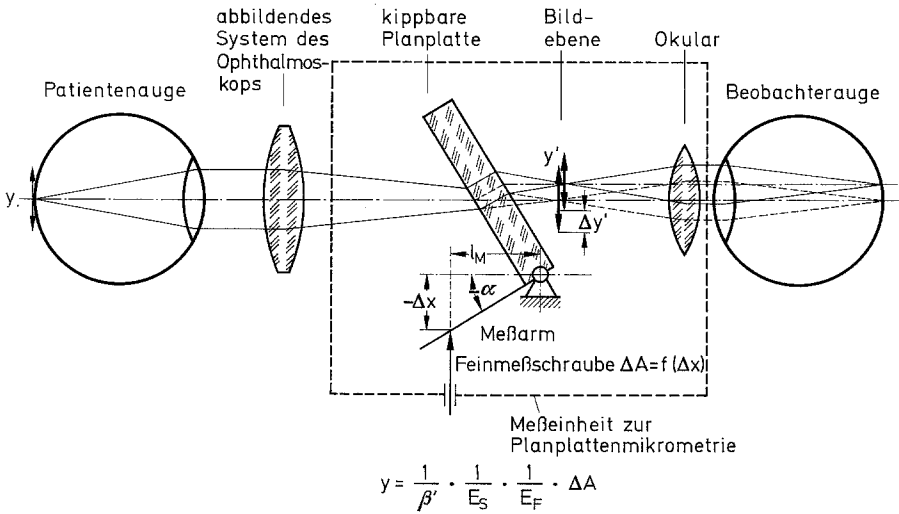


Abb. 2. Meßprinzip und wesentliche Elemente der technischen Realisierung (Tubusobjektiv nicht gesondert dargestellt)

Die Längenmessung sollte durch eine Zusatzeinheit (Meßeinheit) zu einem gebräuchlichen Ophthalmoskop ermöglicht werden. Durch das Ophthalmoskop werden Beleuchtung und Abbildung des Fundus realisiert (s. Abb. 2). Als Ophthalmoskop wurde im vorliegenden Falle das Retinophot 211 aus Jena unverändert verwendet. Zur Messung wurde die Okularbildebene benutzt.

Zur Realisierung zweier Bildfeldhälften und deren Versetzung gegeneinander wurden zwei planparallele Glasplatten gleicher Abmessung verwendet. Die Anwendung planparalleler Glasplatten in der Ophthalmologie zur Bildpunktversetzung ist nicht neu (z. B. Jaeger, 1952).

Eine planparallele Platte wird gegen die optische Achse kippbar angeordnet, während die zweite Planplatte fest bleibt und als Korrekturplatte Verwendung findet. In Abhängigkeit vom Kippwinkel α der Flächennormalen der Planplatten zur optischen Achse erfolgt im Bildfeld eine Versetzung von Bildpunkten um $\Delta y'$. Dabei werden die Bildpunkte, deren abbildende Strahlen durch die um α gekippte Meßplatte verlaufen, gegen die Bildpunkte versetzt, deren abbildende Strahlen durch die feststehende Korrekturplatte führen. Liegt das Planplattenpaar in der Bildebene, so entstehen zwei Bildfeldhälften mit versetzten bzw. unversetzten Bildpunkten und ein dazwischenliegender Schnittbereich. Dieser Schnittbereich wird durch den Luftspalt zwischen beiden Planplatten, durch die Dicke der Planplatten, durch ihre Lage zum Zwischenbild und durch die Aperturverhältnisse gebildet. Er enthält Bildpunkte, die sowohl versetzt als auch unversetzt oder durch Planplattenkanten abgeschattet vorliegen. Der Schnittbereich sollte so klein gehalten werden, daß er den Meßabgleich nicht stört. Mit speziellen Maßnahmen kann der störende Schnittbereich auf eine Linie reduziert werden.

Die Beziehung zwischen dem Kippwinkel α und der Bildpunktversetzung $\Delta y'$ ist stark nichtlinear und deshalb als Meßbeziehung sehr ungünstig. Im Diagramm von Abb. 3 ist der Nichtlinearitätsfehler dieser Beziehung ($f_1(\alpha)$) für die

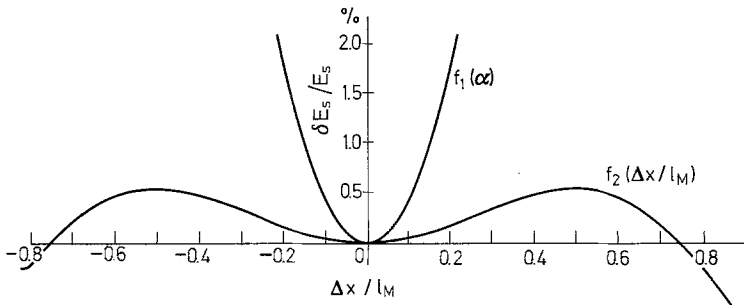


Abb. 3. Nichtlinearitätsfehler der Beziehungen $\Delta y' = f_1(\alpha)$ und $\Delta y' = f_2\left(\frac{\Delta x}{l_M}\right)$, für die Bildfeldmitte ($\alpha = \arctan \frac{\Delta x}{l_M}$)

Bildfeldmitte dargestellt. Eine Linearisierung der Meßbeziehung kann erreicht werden, wenn der Kippwinkel α auf eine zum Drehpunkt der kippbaren Planplatte tangentielle Bewegung Δx zurückgeführt und diese tangentielle Bewegung Δx als Anzeige ΔA verwendet wird. Realisiert wurde dies durch eine Feinmeßschraube, deren Bolzen gegen einen Meßarm drückt, welcher starr mit der Halterung der kippbaren Planplatte verbunden ist. Die Bewegung Δx führt zu einem Kippwinkel α und damit zur Bildpunktversetzung $\Delta y'$. Diese Meßbeziehung ist für einen relativ großen Kippwinkelbereich linearisiert. Der Verlauf des Nichtlinearitätsfehlers für die Beziehung $\Delta y' = f_2\left(\frac{\Delta x}{l_M}\right)$ ist in Abhängigkeit vom Verhältnis $\frac{\Delta x}{l_M}$ (l_M siehe Abb. 2) im Diagramm von Abb. 3 für die Bildfeldmitte dargestellt. Gesonderte Maßnahmen ermöglichen es, den Nichtlinearitätsfehler der Bildfeldmitte für einen bestimmten Kippwinkelbereich weiter zu verringern.

Der Nichtlinearitätsfehler ist neben dem Verhältnis $\frac{\Delta x}{l_M}$ auch von der Lage des Meßobjektes im Bildfeld (Feldwinkel) abhängig. Der durch den Feldwinkel bedingte Anteil des Nichtlinearitätsfehlers kann eingeschränkt bzw. beseitigt werden, wenn entweder streng in Bildfeldmitte gemessen (Feldwinkel sehr klein) oder telezentrischer Strahlengang im Bereich der Planplatten geschaffen wird (Feldwinkel = 0). Beide planparallele Platten und ihre Halterungen sowie der Kippmechanismus sind mittels Schraubtrieb rechtwinklig zur optischen Achse und zu den sich gegenüberliegenden Kanten der Planplatten verschiebbar angeordnet.

Durch seitliche Bewegung der Planplatten kann die Schnittlinie im Bildfeld verschoben werden.

Gleichzeitig kann die gesamte Meßeinheit um ihre optische Achse gedreht werden, so daß die oben genannten Forderungen, bei jeder beliebigen Lage des Meßobjektes im Bildfeld ohne Änderung der Lagebeziehung zwischen Ophthalmoskop und Auge messen zu können, erfüllt sind.

Die strahlversetzende Einheit, deren wichtigste Elemente beschrieben wurden, ist zwischen dem Tubusobjektiv und dem Okular des Retinophots angeordnet.

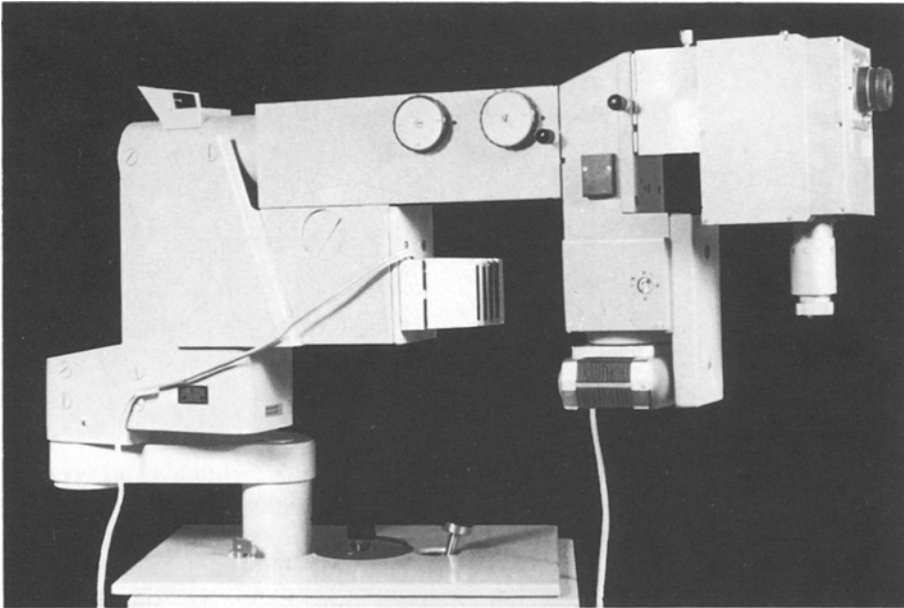


Abb. 4. Retinophot mit angesetzter Meßeinheit zur Planplattenmikrometrie

Objektiv, strahlversetzende Einheit und Okular sind in einem Gehäuse untergebracht, das als Meßeinheit anstelle des Einblicks mit wenigen Handgriffen am Retinophot befestigt werden kann. Darüber hinaus ist die Meßeinheit an allen dem Baukastensystem des Retinophots 211 entsprechenden ophthalmologischen Geräten (z.B. Stereophthalmoskop und Spaltlampe) verwendbar und kann somit auch zu anderen Meßaufgaben benutzt werden. Abb. 4 zeigt das Retinophot mit angesetzter Meßeinheit.

Empfindlichkeit

Die auf die Meßobjektlänge bezogene Empfindlichkeit des Meßsystems $E = \frac{\Delta A}{y}$ setzt sich aus dem Abbildungsmaßstab Fundus - Okularbildebene $\beta' = \frac{y'}{y}$, der Meßbeziehung $E_M = \frac{\Delta x}{\Delta y'}$ und der Empfindlichkeit der Feinmeßschraube $E_F = \frac{\Delta A}{\Delta x}$ zusammen:

$$E = \frac{\Delta A}{y} = \frac{y'}{y} \cdot \frac{\Delta x}{\Delta y'} \cdot \frac{\Delta A}{\Delta x} = \beta' \cdot E_M \cdot E_F.$$

Die an der Feinmeßschraube abgelesene Änderung der Anzeige zwischen versetztem und unversetztem Objekt ΔA dividiert durch die Empfindlichkeit E des Meßsystems ergibt die Objektlänge y am Fundus:

$$y = \frac{\Delta A}{E}.$$

Aus der vorletzten Beziehung geht die Bedingung für den Meßabgleich $\Delta y' = y'$ hervor, denn nur dann gilt $E = \frac{\Delta A}{y}$. Die Anzeigenänderung ΔA ergibt sich aus der Anzeige für das unversetzte Meßobjekt A_0 und aus der Anzeige für das exakt einmal gegen sich selbst versetzte Meßobjekt, d.h., wenn die Bildversetzung $\Delta y'$ gleich der Meßobjektlänge im Bildfeld y' ist ($\Delta y' = y'$).

Entsprechend den 3 wählbaren Abbildungsmaßstäben am Retinophot lassen sich 3 verschiedene Empfindlichkeiten wählen. Für die verwendete Empfindlichkeit der strahlversetzten Einheit ergeben sich die nachfolgenden Werte zur Gesamtempfindlichkeit E :

Retinophotvergrößerung	$ E $ in $\frac{\text{Skt}}{\mu\text{m}}$
1	0,3995
2	0,5528
3	1,1074

Die Empfindlichkeit der strahlversetzenden Einheit ist u.a. von der Empfindlichkeit der Feinmeßschraube, von der Meßarmlänge und der Dicke der Planplatten abhängig und somit konstruktiv frei wählbar und beliebig zu vergrößern. Das ist ein Vorteil, um die Grenzen des Meßsystems kennenzulernen. Diese Aufgabe lag dem erstellten Meßaufbau u.a. zugrunde. Eine für die Messung sinnvolle Empfindlichkeit sollte aber mit der Unsicherheit des Meßabgleiches, mit der Meßaufgabe und mit den anderen Fehlern bei der Messung abgestimmt sein.

Der angegebene Nichtlinearitätsfehler ist nur ein Bestandteil des Meßfehlers. Weitere Fehler, wie z.B. Abbildungsfehler, Fehler durch fertigungstechnische Toleranzen, methodische Fehler, die Unsicherheit des Meßabgleiches, sowie Fehler durch reale Eigenschaften des Auges gehen auch in den Meßfehler ein. Eine Analyse des Meßfehlers soll an dieser Stelle nicht vorgenommen werden.

Literatur

- Jaeger, W.: Tiefenmessung der menschlichen Vorderkammer mit planparallelen Platten (Zusatzgerät zur Spaltlampe). A. v. Graefes Arch. klin. exp. Ophthal. **153**, 120 (1952)
- Lobeck, E.: Über den Durchmesser der Netzhautgefäße an gesunden und kranken Menschen. A. v. Graefes Arch. klin. exp. Ophthal. **136**, 439 (1937)
- Vilser, W., Königsdörffer, E., Brandt, H.P., Jütte, A., Dietze, U., Deufrains, A., Wittwer, B.: Gegenüberstellung von Prinzipien für Längenmessungen am menschlichen Augenhintergrund. A. v. Graefes Arch. klin. exp. Ophthal. (1979 in Vorbereitung)
- Straub, W.: Die ophthalmologischen Untersuchungsmethoden. Stuttgart: Enke; Bd. 1 (1970), Bd. 2 (1976)