

21. Nov 1993


Diss. ETH Nr. 10362

# Wirkung von Linienspektren auf die Akkommodation des Auges

ABHANDLUNG  
zur Erlangung des Titels  
DOKTOR DER NATURWISSENSCHAFTEN  
der  
EIDGENÖSSISCHEN TECHNISCHEN HOCHSCHULE  
ZÜRICH

vorgelegt von  
CHRISTOPH SCHIERZ  
Dipl. Phys. ETH  
geboren am 3. November 1958  
von Stäfa (ZH)

Angenommen auf Antrag von:  
Prof. Dr. Dr. H. Krueger, Referent  
Prof. Dr. G. Guekos, Korreferent



Zürich, 1993

Leer - Vide - Empty

*Meinen lieben Eltern gewidmet*

Leer - Vide - Empty

# Inhalt

1. Zusammenfassung .....	8
2. Einführung und Aufgabenstellung .....	10

## *Teil A: Akkommodation und Spektrum*

3. Merkmale der Akkommodation .....	15
3.1 Funktionelle Anatomie der Akkommodation .....	16
3.2 Akkommodationsruhelage .....	19
3.3 Steuerung der Akkommodation .....	21
3.4 Akkommodationsreflex .....	25
3.5 Richtung des Akkommodationsfehlers .....	29
4. Optische Wirkung des Auges auf die Bildinformation .....	32
4.1 Beschreibung und Eigenschaften von Sehobjekten .....	32
4.1.1 Lichtspektrum und Leuchtdichte .....	33
4.1.2 Modulation und Ortsfrequenz .....	34
4.2 Dioptrik des Auges .....	38
4.2.1 Pupillengröße und retinale Beleuchtungsstärke .....	39
4.2.2 Chromatische Aberration .....	40
4.2.3 Modulationsübertragung für monochromatisches Licht .....	43
4.2.4 Modulationsübertragung für polychromatisches Licht .....	48
5. Retinale Verarbeitung visueller Information .....	52
5.1 Arbeitsweise der Retinarezeptoren .....	52
5.1.1 Rezeptoren der Retina und ihre relative Häufigkeit .....	53
5.1.2 Spektrale Empfindlichkeit der Zapfen .....	55
5.1.3 Adaptation und nichtlineares Weber-Fechner-"Gesetz" .....	58
5.2 Retinale Kodierung von Kontrasten .....	67
5.2.1 Retinale Ganglienzellen und seitliche Kniehöckerzellen .....	68
5.2.2 Grundaktivität der P-Kanal-Zellen .....	71
5.2.3 Modulationsübertragung der P-Kanal-Zellen .....	73
5.2.4 Kontrastzellen und Farbzellen .....	79
5.3 Modelle für den Akkommodationsregler .....	80
5.3.1 Verwenden der Kontrastinformation .....	80
5.3.2 Verwenden der Farbinformation .....	86

6. Methoden.....	89
6.1 Messung der Akkommodation .....	89
6.1.1 Aufbau des Laseroptometers.....	90
6.1.2 Eichung des Laseroptometers .....	92
6.1.3 Gabelverfahren zur Bestimmung der Akkommodation .....	95
6.2 Präsentation des Sehzeichens .....	98
6.2.1 Aufbau der Projektionsapparatur .....	99
6.2.2 Eichung und Justierung der Projektionsapparatur .....	102
6.2.3 Bestimmung der chromatischen Aberration .....	103
6.2.4 Bestimmung der spektralen Akkommodationsempfindlichkeit.....	105
6.3 Versuchsperson .....	107
7. Ergebnisse.....	108
7.1 Chromatische Aberration des Auges.....	108
7.2 Modulationsübertragung.....	109
7.3 Akkommodation auf bichromatische Sehzeichen .....	110
7.4 Akkommodationsruhelage .....	117
7.5 Reiz-Antwort-Kurven.....	117
7.5.1 Monochromatisches Licht.....	117
7.5.2 Bichromatisches Licht .....	118
7.6 Akkommodationsschwankungen und Spektrum .....	119
7.7 Messdauer und Spektrum .....	120
7.8 Berechnung der spektralen Empfindlichkeit .....	121
8. Diskussion: Akkommodation und Spektrum .....	126

***Teil B: Spektrum und Beschwerden***

9. Folgerungen für die Beleuchtungspraxis .....	133
9.1 Einleitender Überblick.....	133
9.2 Direkte unspezifische Wirkungen des Lichtspektrums .....	136
9.3 Direkte spezifische Wirkungen des Lichtspektrums .....	138
9.3.1 Akkommodation und Lichtspektrum .....	140
9.4 Indirekte Wirkungen des Lichtspektrums.....	146
10. Weitere Untersuchungen .....	149
10.1 Messung von Lichtspektralen .....	149
10.1.1 Aufbau eines Spektralphotometers.....	149
10.1.2 Messungen von Beleuchtungs- und Bildschirmspektren ....	151

10.2 Felduntersuchung zur Lichtfarbe und zum Lichtspektrum.....	155
10.2.1 Beschreibung der Akzeptanzstudie .....	157
10.2.2 Ergebnisse der Akzeptanzstudie .....	159
10.3 Helligkeitsempfindung bei Leuchtstofflampenlicht .....	160
10.3.1 Beschreibung der Versuche .....	161
10.3.2 Ergebnisse .....	162
10.4 Messung der Sehschärfe bei farbigem Licht.....	163
10.4.1 Versuchsanordnung, Versuchspersonen .....	164
10.4.2 Ergebnisse .....	165
11. Diskussion: Spektrum und Beschwerden .....	167

*Teil C: Anhang, Literaturnachweis, Lebenslauf*

12. Anhang .....	173
12.1 Zur Berechnung der Modulationsübertragungsfunktion .....	173
12.2 Zum Begriff der psychophysischen Detektionsleistung .....	175
12.3 Zu den Begriffen der psychophysischen Diskriminations- und Identifikationsleistung .....	177
12.4 Die Verteilung der Zapfen in der Retina .....	178
12.5 Zeitliche Aspekte der Akkommodationsregelung .....	181
12.6 Spezifikation einzelner Bauteile der Projektionsapparatur .....	181
13. Literaturnachweis .....	186
14. Lebenslauf .....	197

## 1. Zusammenfassung

Das Auge weist eine erhebliche chromatische Aberration auf. Das hat zur Folge, dass für unterschiedliche Lichtwellenlängen unterschiedliche Brennweiten der Augenlinse erforderlich sind. Der Vorgang der Fokussierung – Akkommodation genannt – wird in der vorliegenden Arbeit analysiert. Dabei interessiert vor allem der im täglichen Leben übliche Fall, dass mehrere Wellenlängen gleichzeitig vorhanden sind und damit der Regelkreis der Akkommodation keine für alle Wellenlängen optimale Linsenbrennweite einstellen kann.

*Teil A* dieser Arbeit, welcher die *physiologischen Vorgänge* behandelt, enthält im theoretischen Teil eine Beschreibung der aus der Literatur bekannten Eigenschaften von Akkommodation und Dioptrik des Auges sowie der ersten Stufen der visuellen Bildverarbeitung. Aufgrund dieser theoretischen Überlegungen wird eine Möglichkeit geschildert, wie einerseits mit psychophysischen Methoden festgestellt werden kann, ob der Akkommodationsreflex über den chromatischen P-Kanal oder den achromatischen M-Kanal der Retina verläuft. Andererseits ermöglicht diese Methode eine spektrale Akkommodationsempfindlichkeit zu bestimmen. Da der P-Kanal sowohl Kontrast- als auch Farbinformation vermittelt, hat das zur Folge, dass die Farbe die Kontrastübertragung beeinflussen kann. Die durchgeführten Messungen ergaben, dass dieser Farbeinfluss sich im Verhalten des von der Kontrastinformation gesteuerten Akkommodationsreflexes widerspiegelt. Daraus folgt, dass der P-Kanal Träger des Akkommodationssignals ist. Die erhaltene spektrale Empfindlichkeit der Akkommodation entspricht in erster Näherung der Hellempfindlichkeitsfunktion  $V(\lambda)$ .

In *Teil B*, welcher *ergonomische Aspekte* der Beleuchtung behandelt, wird analysiert, ob möglicherweise ungünstige diskontinuierliche Spektren zu Beschwerden führen können. Insbesondere die Problematik der chromatischen Aberration für den Akkommodationsvorgang ist eine hypothetische Möglichkeit, welche zu Sehbeschwerden führen könnte. Aus den Ergebnissen von Teil A konnte jedoch berechnet werden, dass bei allen in Innenräumen üblicherweise verwendeten Lichtquellen diese Hypothese nicht zutrifft. Auch beim Einsatz von Farbe am Bildschirm ist die chromatische Aberration im allgemeinen kein Grund für Beschwerden. Für die Farben Blau und Magenta dürfte eine leichte Entsättigung für den Sehvorgang von Vorteil sein.



## Summary

The eye demonstrates a considerable chromatic aberration. Consequently different focal distances of the eye lens are required for the various wavelengths. The procedure of focussing – termed accommodation – is analysed in the present thesis. Predominantly interest is centred upon the daily situation where several wavelengths are present simultaneously, and therefore the accommodation regulation system cannot set an optimal focal distance for all wavelengths.

*Part A* of the thesis, which treats the *physiological processes*, contains a theoretical description of the known characteristics of accommodation and dioptrics of the eye, as well as the first steps in visual image processing. Based upon these theoretical reflections, a method is described for, on the one hand, finding out by psychophysical means whether the accommodation reflex passes via the chromatic P-channel or the achromatic M-channel of the retina and, on the other hand, how a spectral accommodation sensitivity can be measured. The experiments carried out demonstrate that the P-channel is the carrier of the accommodation signal. As the P-channel transfers information about contrast as well as colour, it is consequently possible that contrast transmission is influenced by colour. It was shown that colour affects the behaviour of the accommodation reflex which is primarily regulated by the contrast information. The results obtained indicate that the spectral sensitivity of accommodation corresponds as a first approximation to the spectral luminous efficiency function  $V(\lambda)$ .

In *part B*, which treats the *ergonomic aspects* of illumination, an analysis is made of possibly unfavourable discontinual spectra which could produce discomfort. Particularly the problem of chromatic aberration in the accommodation process is hypothetically a cause of visual discomfort. From the results of part A it could be calculated that for all commonly used means of illumination for indoor space, this hypothesis does not hold. Additionally in the use of colours for computer screens, chromatic aberration is not generally a cause of discomfort. A slight paling of the colours blue and magenta could be advantageous for the visual process.

## 2. Einführung und Aufgabenstellung

Das Institut für Hygiene und Arbeitsphysiologie der ETH-Zürich beschäftigt sich unter anderem mit Problemen der Arbeitsplatzgestaltung, mit dem Ziel, die Arbeitsplätze und deren Umgebung aufgrund ergonomischer Kriterien den Erfordernissen des Menschen anzupassen. Ein Themenkreis bilden die Beschwerden, welche im Zusammenhang mit dem Sehvorgang auftreten. Als Ursache dieser Beschwerden wird häufig die künstliche Beleuchtung oder die Arbeit am Bildschirm angenommen. Es gibt verschiedene physikalisch-physiologisch begründete hypothetische Möglichkeiten, wie eine Ursache-Wirkungsbeziehung aussehen könnte. Es sei aber daran erinnert, dass auch die heute im Arbeitsleben oft geforderte intensive mentale Tätigkeit selbst eine Belastung darstellt, welche zu Beeinträchtigungen des Wohlbefindens führen kann.

Eine der physikalisch-physiologischen Ursache-Wirkungsbeziehungen soll in dieser Arbeit untersucht werden. Es handelt sich um das Problem, dass das Auge einen erheblichen Farblängsfehler aufweist (*chromatische Aberration*). Er bewirkt, dass das Licht von beleuchteten Gegenständen oder von selbstleuchtenden Objekten, wie zum Beispiel Bildschirmzeichen, nicht für alle Wellenlängen gleichzeitig scharf auf der Retina abgebildet werden kann. Insbesondere moderne Energiesparlampen weisen ein stark diskontinuierliches Spektrum auf, so dass im Prinzip verschiedene "optimale" Distanzeinstellungen des Auges möglich sind. Das "Autofokus-System" des Auges wird *Akkommodation* genannt. Sie erfordert üblicherweise bei Blick in die Nähe eine muskuläre Anstrengung. Es können nun mehrere Hypothesen aufgestellt werden, wie die Akkommodation das Problem unterschiedlicher "optimaler" Distanzeinstellungen löst.

Beispielsweise könnte es sein, dass sie zwischen zwei solchen Einstellungen hin und her schwingt, dass sie eine bestimmte Wellenlänge bevorzugt oder dass sie auf irgend eine Weise einen Mittelwert als Distanzeinstellung verwendet. In allen aufgezählten Fällen besteht eine erhöhte Belastung für den Sehapparat, falls es zu zusätzlicher Muskelarbeit oder reduzierter Sehschärfe kommt. Eine andere Hypothese besagt, dass die Farbeffekte, welche Aufgrund des Farbfehlers auf der Netzhaut entstehen, den Akkommodationsvorgang als zusätzliche Information unterstützen und daher von Vorteil sind.

In der vorliegenden Arbeit wird das Thema in zwei Teilen behandelt: in einem *physiologischen Teil A* und einem *ergonomischen Teil B*.

### *Teil A: Akkommodation und Spektrum*

Um ergonomische Kriterien für die erwähnte Problematik zu ermitteln, ist vorerst ein Verständnis des Akkommodationsvorgangs und somit auch der ersten Schritte neuronaler Bildverarbeitung notwendig. Die *Aufgabe von Teil A* ist daher, anhand der Literatur und anhand eigener Untersuchungen zu ermitteln, wie die Akkommodation das im vorangehenden Absatz geschilderte Problem bewältigt. Die *Diskussion der Literatur* in den Kap. 3. bis 5. erfolgt parallel zu Überlegungen, wie das Problem in ein *theoretisches Modell* gefasst werden kann. Es wird schrittweise das Verhalten der Akkommodation (Kap. 3.), die Veränderung der Bildinformation durch die Augenoptik (Kap. 4.) und die ersten Schritte neuronaler Bildverarbeitung (Kap. 5.) behandelt.

Aus dem entwickelten Modell folgt eine *psychophysische Methodik* (Kap. 6.), welche es erlaubt einerseits eine *spektrale Empfindlichkeit der Akkommodation* zu bestimmen und andererseits durch Analyse der Streuungen dieser spektralen Empfindlichkeit eine bestimmte *Gruppe retinaler Neuronen als Träger des Bildsignals zu identifizieren*, welches für die Akkommodation wesentlich ist. Mit der spektralen Empfindlichkeit wird ausgedrückt, wie effektiv ein bestimmter visueller Vorgang – in diesem Fall die Akkommodation – in Abhängigkeit der verwendeten Wellenlänge wirkt. Bei dieser Methodik spielt die *chromatische Aberration* nicht mehr die Rolle eines Störfaktors, sondern ist Hilfsmittel zur Erzeugung eines Zusammenhangs zwischen Akkommodation und Wellenlänge. Die *durchgeführten Messungen* (Kap. 7.) bestätigen weitgehend die aus der Modellbildung resultierenden Hypothesen. Eine Diskussion der Resultate findet in Kap. 8. statt.

### *Teil B: Spektrum und Beschwerden*

Die *Aufgabe von Teil B* ist, die gewonnenen *Erkenntnisse von Teil A in Empfehlungen* für den Einsatz von Beleuchtungsmitteln und Bildschirmfarben *umzusetzen*. Das in Kap. 11. diskutierte Resultat lautet zusammengefasst, dass bei den im Alltag vorhandenen "weissen" Lichtquellen aufgrund der chromatischen Aberration keine *nachteiligen Wirkungen* für die Akkommodationsregelung und damit für das Befinden der Person zu erwarten sind. Bei Bildschirmsspektren sind jedoch die Farben Blau und Magenta nur bedingt zu empfehlen.

Aufgrund der Literatur werden in Kap. 9. zusätzliche Einflussmöglichkeiten diskontinuierlicher Spektren auf das Befinden des Menschen diskutiert. Ausserdem werden in Kap. 10. weitere, eher praxisorientierte Untersuchungen vorgestellt, welche im Rahmen dieser Arbeit durchgeführt wurden.

### *Danksagung*

An dieser Stelle sei meinem Doktorvater Herrn Prof. Krueger sowohl für seine Geduld gedankt, als auch für die Anregungen und Diskussionen, welche mich jedesmal wieder in die richtige Richtung weiterführten. Ein weiterer Dank richtet sich an Herrn Prof. Guekos für die inhaltlichen und gestalterischen Anregungen. Ausserdem geht ein grosses Dankeschön an unseren Mechaniker Herrn Hanspeter Honegger, dessen feinmechanischen Kunstwerke diese Arbeit erst ermöglichten. Insbesondere seine eigenen Konstruktionsideen erleichterten meine Untersuchungen erheblich. Danken möchte ich auch den Kolleginnen und Kollegen des Instituts für Hygiene und Arbeitsphysiologie, welche mir bei meiner Arbeit behilflich waren.

Ein Teil dieser Arbeit wurde unterstützt vom "Schweizerischen Nationalfonds zur Förderung der wissenschaftlichen Forschung" (Projekt Nr. 32-9498.88).

**Teil A:  
Akkommodation  
und Spektrum**



### 3. Merkmale der Akkommodation

*Akkommodation* ist die Fähigkeit des Auges, das Bild eines Objekts scharf auf der Retina zu fokussieren, auch wenn das Objekt sich in einer beliebigen Entfernung zum Auge befindet.

Das erste Ziel dieses Kapitels ist, einzelne Begriffe zu definieren. Da in dieser Arbeit Akkommodation gemessen wird, erfolgt zuerst in Kap. 3.1 die Definition eines Akkommodationsmasses (Dioptrie) sowie dessen Vorzeichen (Nah-, Fernakkommodation) und Grenzen (Nah-, Fernpunkt). Ausserdem wird auf die individuellen Variationsmöglichkeiten dieser Grenzen eingegangen, die sich als Kurz- bzw. Weitsichtigkeit (Myopie bzw. Hyperopie) und als Alterssichtigkeit (Presbyopie) äussern. In den weiteren Kapiteln werden Begriffe zum Akkommodationsverhalten festgelegt. Wesentlich ist, dass es eine Ruhelage der Akkommodation gibt (Kap. 3.2), welche den Zustand geringster Beanspruchung repräsentiert. Sie nimmt beobachtungsbedingt (Hysterese) und individuell unterschiedliche Werte an und beeinflusst die Akkommodationsmessungen (tonische Akkommodation). Als Störgrösse muss sie daher ebenfalls erfasst werden. Gemäss Kap. 3.3 kann die Wirkung anderer Komponenten der Akkommodation (konvergente bzw. proximale Akkommodation) durch ausgewählte Versuchsbedingungen verhindert werden. Im täglichen Leben spielen diese Komponenten zwar eine wichtige Rolle, werden aber durch die Art der hier zu untersuchenden Lichtspektren kaum beeinflusst.

Ein zweites Ziel dieses Kapitels ist, ein Regelkreismodell der Akkommodation zu entwickeln, mit welchem die beobachteten Charakteristiken der Akkommodation erfasst werden können. Dieser Regelkreis, der sogenannte Akkommodationsreflex, wird in Kap. 3.4 vorgestellt. Es ist der Regelkreis, welcher bei einäugiger Betrachtung eines Sehzeichens unbekannter Grösse die Fokussierung durchführt. In dieser Arbeit sind statische Reize von Interesse. Deshalb erfasst das entwickelte Modell nur die Endwerte des Regelungsvorgangs, nicht aber dessen Dynamik. Der Einfluss des Sehobjektabstands und der chromatischen Aberration, das heisst des Farbfehlers des Auges, wird als Störgrösse aufgefasst. In Kap. 3.4 wird das Reiz-Antwort-Verhalten des Akkommodationsreflexes durch eine mathematische Näherung erfasst. Diese berücksichtigt die Störwirkungen der Objektdistanz, der chromatischen Aberration und des durch die Akkommodationsruhelage bedingten Einstellfehlers. Die Grösse dieses Einstellfehlers ist ein Mass der Wirksamkeit eines Reizes für die Akkommodationsregelung. Möglicherweise haben Sehobjekte mit unterschiedlichen

Lichtspektren nicht nur unterschiedliche Störeinflüsse, sondern auch unterschiedliche Wirksamkeiten für den Akkommodationsreflex.

Das Stellglied des Akkommodationsregelkreises ist die Mechanik und Optik der Augenlinse. Sie wird in Kap. 3.1 beschrieben. Als Regelgrösse kann sowohl die Schärfe der Bildes auf der Retina als auch dessen Kontrast aufgefasst werden. Letzterer wird Thema von Kap. 4. sein. Der Regler selbst, das heisst die neuronale Bildverarbeitung der Retina, wird in Kap. 5. behandelt werden. Da der Regelkreis aufgrund der Regelgrösse allein nicht entscheiden kann, in welche Richtung die Akkommodationskorrektur erfolgen soll, muss zusätzliche Information über das Vorzeichen der vorhandenen Abweichung verfügbar sein. Zwei Hypothesen dazu (Farbränder durch chromatische Aberration bzw. Fluktuationen der Akkommodation) werden in Kap. 3.5 vorgestellt. Für weitergehende Aspekte des Sehvorgangs sei auf Sammelwerke wie diejenigen von Cronly-Dillon<sup>1</sup>, Davson et al.<sup>2</sup> oder Autrum et al.<sup>3</sup> verwiesen.

### 3.1 Funktionelle Anatomie der Akkommodation

Auch wenn die folgenden Kapitel vorwiegend auf neueren Arbeiten beruhen, sollen hier zwei Wissenschaftler erwähnt werden, welche für die moderne Erforschung der Akkommodation den Grundstein gelegt haben. Es handelt sich zum einen um Hermann von Helmholtz, welcher im letzten Jahrhundert (1821-1894) lebte, zum anderen um Edgar Fincham (1893-1963). Nach Helmholtz<sup>4</sup> akkommodiert das Auge in die Nähe, indem die Augenlinse durch ihre eigene Elastizität eine kugeligere Form annimmt (Fig. 3-1 links). Insbesondere die zunehmende Krümmung der Linsenvorderfläche bewirkt eine grössere Brechkraft. Am Äquator der Augenlinse sind in speichenförmiger Anordnung die sogenannten *Zonulafasern* befestigt. Das andere Ende der Zonulafasern ist über Haltefasern an der *Aderhaut* des Auges fixiert. Diese sowie die Haltefasern liefern durch ihre Elastizität die der Linsenelektizität entgegenwirkende Zugkraft und bringen dadurch die Linse in eine flachere Form. Das ermöglicht somit die Akkommodation in die Ferne (Fig. 3-1 rechts). Akkommodation in die Nähe

---

<sup>1</sup> Vision and visual dysfunction, Vol 1-17. Ed. Cronly-Dillon J.R.; MacMillan Press London (1991).

<sup>2</sup> The eye, Vol. 1-6. Eds. Davson H., Graham L.T.; Academic Press New York (1962/84).

<sup>3</sup> Hb. of sensory physiology, Vol. VII/1-VII/4. Eds.: Autrum, Jung, Loewenstein, MacKay, Teuber; Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York (1972).

<sup>4</sup> VON HELMHOLTZ H.: Handbuch der physiologischen Optik. Voss Hamburg, Leipzig (1856-1866).



bedarf der Arbeit des *Ziliarmuskels*. Dieser ist ringförmig um die Linse angeordnet und auf einer Seite am Hornhautansatz angewachsen. Die andere Seite ist über Spannfasern an der Aderhaut sowie an den Haltefasern fixiert. Bei Nahakkommodation zieht sich der Ziliarmuskel zusammen und verkleinert damit seinen Ringdurchmesser. Dadurch streckt er die Haltefasern und zieht die Aderhaut Richtung Hornhaut, wodurch die Zonulafasern entspannt werden und die Augenlinse in ihre rundere Form gelangen kann. Helmholtz glaubte, dass das Innere der Augenlinse elastisch sei. Fincham hingegen ermittelte sowohl an menschlichen als auch an tierischen Augenlinsen, dass nur die Kapsel der Linse elastisch ist, der Kern aber plastisch. Als Ursache für das Nachlassen der Akkommodationsfähigkeit mit dem Alter, der sogenannten *Presbyopie*, wird von Helmholtz eine Verhärtung der Linse angesehen. Fincham vermutete, dass auch das ständige Wachsen der Linse zur Alterssichtigkeit beiträgt<sup>5</sup>. Dass Presbyopie durch altersbedingtes Nachlassen der Ziliarmuskelkraft entstehen könnte, hat sich nicht bestätigt<sup>6</sup>. (Zur Presbyopie siehe auch *Sammelband von Stark et al.*<sup>7</sup>)

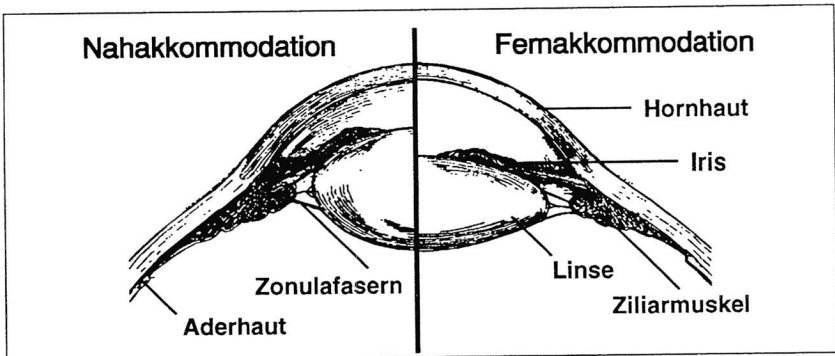


Fig. 3-1: Links: Akkommodation in die Nähe.  
Rechts: Akkommodation in die Ferne. (Nach Koretz und Handelman<sup>8</sup>.)

Moderne Verfahren erlauben es, aufgrund anatomischer Studien die Mechanik sowohl der Linse als auch des Muskel-Faserapparats mathematisch zu model-

- <sup>5</sup> FINCHAM E.F.: The mechanism of accommodation. Br. J. Ophthalmol. Monog. suppl. VIII. Pulman London (1937).
- <sup>6</sup> ADLER-GRINBERG D.: Questioning our classical understanding of accommodation and presbyopia. Am. J. Optom. Physiol. Opt. V63 N7 (1986) P571-580.
- <sup>7</sup> Presbyopia. Eds. Stark L., Obrecht G.; Fairchild Publ. New York (1987).
- <sup>8</sup> KORETZ J.F., HANDELMAN G.H.: Altersweitsichtigkeit. Spektrum der Wissenschaft N9 (1988) P54-61.

lieren und damit den mechanischen Akkommodationsablauf zu simulieren. Finchams Untersuchungen bestätigen sich weitgehend, wenn sie auch eine weitere Verfeinerung erfahren. Innerhalb der Linsenkapsel befinden sich elastische, ineinander verkeilte sechskantige Fasern schalenförmig um einen Kern aufgebaut. Diese zwiebelähnliche Schalenstruktur wird Rinde genannt. Es zeigt sich, dass sie die der Linse eigene Formveränderung bei Zug der Zonulafasern bewirkt<sup>9</sup>. Die Geometrie dieser Formveränderung konnte weder mit Helmholtz's noch mit Finchams Linsenmodell richtig dargestellt werden. Die Studien des Muskel-Faserapparats zeigen, welche Kräfte an den einzelnen Teilen wirken. So ergibt sich nach einem Modell von Wyatt<sup>10</sup> bei einer Änderung der Akkommodation von der Ferne in die Nähe beispielsweise eine Kraftzunahme des Ziliarmuskels von 0.02394 N auf 0.04407 N und eine Abnahme der Spannung in den Zonulafasern von 0.01315 N auf 0.00017 N.

Als Mass für die Stärke der Akkommodationsbrechkraft  $a$  wird die *Dioptrie* (dpt) verwendet. Wenn das Auge auf eine Distanz  $d$  (in m) eingestellt ist, gilt:

$$a := \frac{1}{d} \quad (3.1)$$

Im Gegensatz zur geometrischen Optik, bei der die Dioptrie die Brechkraft des gesamten optischen Systems beschreibt (beim Auge sind das etwa 60 dpt), wird hier nur die durch die Akkommodation zusätzlich hervorgerufene Brechkraft in Dioptrien angegeben. Einer Konvention der Augenoptiker folgend, wird der Wert für Akkommodation in die Nähe mit einem positiven, die entsprechende ebenfalls in Dioptrien ausgedrückte Objektdistanz aber oft mit negativem Vorzeichen versehen. (Für die Grösse einer Fehlsichtigkeit verwendet der Augenoptiker Wert und Vorzeichen der notwendigen Korrekturbrille.) In dieser Arbeit jedoch erhält die Distanz dasselbe Vorzeichen wie die entsprechende Akkommodationseinstellung. Beim jugendlichen, normalsichtigen Auge reicht die Akkommodation von etwa 14 bis 0 dpt (gemessen mit einem schwarzen Sehzeichen auf weissem Grund). Die dazugehörigen Objektdistanzen (hier 7 cm und  $\infty$  cm) werden *Nahpunkt* respektive *Fernpunkt* genannt. Mit dem Alter sinkt der Akkommodationsbereich wegen der bereits erwähnten Presbyopie auf eine Akkommodationsbreite von 1 dpt oder weniger. (Zur Methodik der Akkommodation siehe Kap. 6.1; Resultate eigener Messungen werden Thema von Kap. 7.3 sein.)

---

<sup>9</sup> KORETZ J.F., HANDELMAN G.H.: Model of the accommodative mechanism in the human eye. *Vision Res.* V22 (1982) P917-927.

<sup>10</sup> WYATT H.J.: Some aspects of the mechanics of accommodation. *Vision Res.* V28 N1 (1988) P75-86.

Bei *myopen*, das heisst kurzsichtigen Personen ist der Fernpunkt in die Nähe auf Distanzen  $\geq 0.25$  dpt verschoben. Brillen mit Minuslinsen korrigieren diesen Sehfehler. *Hyperope* (bzw. hypermetrope), das heisst weitsichtige oder übersichtige Personen können ihren Fernpunkt auf 0 dpt bringen, auch wenn Linsen mit einer Brechkraft  $\geq 0.25$  dpt sie kurzsichtiger machen. Diese Definition von Kurz- und Weitsichtigkeit wird abgesehen vom Vorzeichen implizit durch ihr Messverfahren von Augenoptikern angewandt. Manchmal sagt man auch, das Auge sei in Bezug auf ein vorgegebenes Sehobjekt kurzsichtig (bzw. weitsichtig) eingestellt. Damit ist gemeint, die Akkommodation wirke stärker (bzw. weniger stark), als es für die Objektdistanz notwendig wäre. Befindet sich das Objekt innerhalb des Bereichs der *Schärfentiefe*, wird es trotz Fehleinstellung als scharf beurteilt. Die Grösse der Schärfentiefe hängt in erster Linie vom Pupillendurchmesser ab.

*Chromatische Aberration* wird der Farbfehler von Linsen genannt, den der wellenlängenabhängige Brechungsindex des Linsenmediums erzeugt. Durch die chromatische Aberration wird das Auge bei kurzwelligem Licht kurzsichtiger, bei langwelligem Licht weitsichtiger als bei mittleren Wellenlängen oder bei weissem Licht. Der Öffnungsfehler einer Linse ist eine der möglichen *monochromatischen Aberrationen*. Er bewirkt einen Brechkraftunterschied zwischen Linsenzentrum und Linsenperipherie und wird als *sphärische Aberration* bezeichnet.

### 3.2 Akkommodationsruhelage

Lange Zeit wurde geglaubt, dass sich die Akkommodation im Fernpunkt in einem Zustand der Entspannung, das heisst in der sogenannten *Ruhelage*, befindet (diese falsche Annahme ist auch heute noch weit verbreitet). Dass das Auge im Dunkeln etwa 1.5 dpt kurzsichtig ist (zwischen 0 und 4 dpt je nach Person), wurde der sphärischen Aberration des Auges bei grosser Pupille zugeschrieben. Die sphärische Aberration kann aber nur einen Teil, etwa 0.7 dpt dieser sogenannten Nachtmyopie erklären. Es zeigte sich, dass die Kurzsichtigkeit sowohl im Dunkeln bei Verwenden einer künstlichen kleineren Pupille als auch bei Blick auf eine helle strukturlose Fläche (Nebel) vorhanden ist<sup>11</sup>. Erst eine zusätzliche nervöse Anstrengung ermöglicht es, in die Ferne zu akkommodieren. Eine schwache sympathische Innervation des Ziliarmuskels un-

---

<sup>11</sup> TOATES F.M.: Accommodation function of the human eye. *Physiological Review* V52 N4 (1972) P828-863.

terstützt diesen Vorgang<sup>12</sup>. Der Einfluss des *Sympathikus* – eine Komponente des vegetativen Nervensystems – auf die Akkommodation war lange Zeit umstritten. Die entgegengesetzte Wirkung des *Parasympathikus* – Akkommodation in die Nähe – ist hingegen schon länger bekannt. Dass Teile des vegetativen Nervensystems nicht willentlich beeinflusst werden können, wird durch das Verhalten der Akkommodation widerlegt. Allerdings kommt diese Beeinflussung möglicherweise nur indirekt durch willentliche Beeinflussung der Vergenz und deren Kopplung mit der Akkommodation zustande. (Weiteres zur sogenannten willentlich induzierten Akkommodation folgt in Kap. 3.3).

Die Ruhelage der Akkommodation stellt ein Gleichgewicht zwischen parasymphathischer und sympathischer nervöser Erregung des Ziliarmuskels dar. Dadurch verändert sie sich je nach der vegetativen Lage der Versuchsperson. Der Wert der Ruhelage schwankt innerhalb eines Jahres in der Grössenordnung von 0.5 dpt, etwa gleich stark wie zwischen einzelnen Tagen<sup>13</sup>. Das Muster und Ausmass der Schwankungen ist aber individuell unterschiedlich. (Ergebnisse eigener Ruhelagemessungen werden Thema von Kap. 7.4 sein.)

Nach andauernder starker Nahakkommodation verschiebt sich die Ruhelage bis etwa 0.6 dpt Richtung Nahpunkt. Dies wird als *Akkommodationshysterese* bezeichnet. Ob sie neuronalen oder mechanischen Ursprungs ist, ist nicht geklärt. Die Stärke und Dauer der Akkommodationshysterese hängt davon ab, in welcher Nähe und wie lange das Sehzeichen betrachtet wird. Beträgt die Dauer der Nahakkommodation weniger als 2 Minuten, bildet sich die Verschiebung hinterher nach etwa 10 bis 15 s wieder zurück. Dauert die vorangehende Nahakkommodation länger (10 Minuten), kann die Verschiebung mehr als 20 Minuten andauern<sup>14</sup>. Diese Zeit verkürzt sich erheblich, wenn ein neues Sehobjekt in grösserer Entfernung erscheint. Auch für die Fernakkommodation wurde eine Hysterese, das heisst ein Verschieben der Ruhelage in Richtung Fernpunkt, nachgewiesen<sup>15</sup>.

---

<sup>12</sup> GILMARTIN B.: A Review of the role of sympathetic innervation of the ciliary muscle in ocular accommodation. *Ophthal. Physiol. Opt.* V6 N1 (1986) P23-37.

<sup>13</sup> OWENS R.L., HIGGINS K.E.: Long-term stability of the dark focus of accommodation. *J. Opt. Soc. Am.* V60 N1 (1983) P32-38.

<sup>14</sup> FISHER S.K., CIUFFREDA K.J., LEVINE S.: Tonic accommodation, accommodative hysteresis, and refractive error. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* V64 N11 (1987) P799-809.

<sup>15</sup> EBENHOLTZ S.M.: Accommodative hysteresis: Relation to resting focus. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* V62 N11 (1985) P755-762.

Das Verabreichen eines *Zykloplegikums* (zum Beispiel Cyclopentolat Hydrochlorid 1%) bringt die Akkommodation in den Fernpunkt, da es die Muskel-Nerv-Verbindung des Ziliarmuskels für die Transmittersubstanz des Parasympathikus unempfindlich macht. Dadurch kann die Akkommodation vorübergehend im Fernpunkt fixiert werden. Das ist beispielsweise für eine genaue Brillenglasbestimmung notwendig. Wie Kap. 6.1.2 und 6.2.2 zeigen werden, diente in dieser Arbeit ein Zykloplegikum zur Eichung der Versuchsapparaturen. Es ist zu berücksichtigen, dass das Zykloplegikum auch eine mydriatische Wirkung hat, das heisst, die Pupille vergrössert sich damit stark. Ohne künstliche Pupille wird dadurch, wie bereits erwähnt, das Auge infolge der verstärkten sphärischen Aberration kurzsichtiger.

### 3.3 Steuerung der Akkommodation

Nachdem bis jetzt der Ausdruck "Akkommodation" das mechanische Geschehen im Auge bezeichnete, wird er im folgenden vereinfachend für den gesamten Akkommodationsvorgang, das heisst auch für die den Akkommodationsablauf steuernden Prozesse, verwendet. Heath<sup>16</sup> unterteilt die Akkommodation in folgende vier Komponenten:

- tonische Akkommodation
- konvergente Akkommodation
- proximale Akkommodation
- Akkommodationsreflex

Ursache und Wirkung dieser Anteile sind in Fig. 3-2 schematisch dargestellt und werden im folgenden genauer beschrieben.

- Wird dem Auge kein Reiz angeboten, stellt sich die im vorangehenden Kapitel erläuterte Ruhelage der Akkommodation ein. Der Vorgang wird auch *tonische Akkommodation* genannt. Die tonische Akkommodation ist für die in dieser Arbeit dargestellten Untersuchungen ein wichtiger Faktor, da sie nicht durch ausgewählte Versuchsbedingungen unterbunden werden kann. Die Verwendung von Zykloplegika schaltet zwar die tonische Akkommodation aus, verhindert aber auch den Akkommodationsreflex. Darum kann letzterer nicht unabhängig von der tonischen Akkommodation untersucht werden.
- Die *Vergenz* ist die Gegeneinanderbewegung der beiden Augen beim Blick in die Nähe. Sie verursacht neuronal bedingt die *konvergente Ak-*

---

<sup>16</sup> HEATH G.G.: Components of accommodation. Am. J. Optom. V33 (1956) P569-579.

*kommodation*<sup>17</sup>. Die hauptsächliche Aufgabe der Vergenz ist das Fusionieren von Doppelbildern (*fusionelle Vergenz*). Umgekehrt beeinflusst auch die Akkommodation die Vergenz (*akkommodative Vergenz*): Bei monokularer Betrachtung eines sich nähernden Gegenstandes führt auch das abgedeckte Auge eine Vergenzbewegung durch. Zwar können Doppelbilder durch Abdecken eines Auges ausgeschaltet werden. Die Rückkopplung über die akkommodative Vergenz schliesst jedoch einen Einfluss der konvergenten Akkommodation auf das gesamte Akkommodationsverhalten nicht aus. Dieser Einfluss, falls vorhanden, dürfte aber nur bei bewegten Sehzeichen, das heisst bei Untersuchungen der Akkommodationsdynamik, bemerkbar werden. Bei den für diese Arbeit durchgeführten Untersuchungen handelt es sich um statische Versuche, für welche das Sehobjekt unbewegt bleibt.

- Die *proximale Akkommodation* entsteht durch das "Wissen" einer Person über die Nähe eines Gegenstandes. Hier spielen Bildgrösse, Bildüberlappungen, Perspektive und binokulare Parallaxe eine wesentliche Rolle<sup>18</sup>. Aber auch akustische Reize können die proximale Akkommodation auslösen. Dabei wird angenommen, dass dieses "Wissen" über die Distanz unbewusst in die Steuerung der Akkommodation einfließt. Keine Parallaxe entsteht bei monokularer Betrachtung eines Sehobjekts. Wird ein Sehzeichen durch das sogenannte Optometerprinzip präsentiert, bleibt auch die scheinbare Grösse des Zeichens unabhängig von dessen Entfernung. Die proximale Akkommodation kann also weitgehend durch korrekt ausgewählte Versuchsbedingungen vermieden werden. Eine Beschreibung des Optometerprinzips wird in Kap. 6.2 erfolgen.
- Den *Akkommodationsreflex* verursacht ein Regelkreis, welcher innerhalb eines beschränkten Dioptrienbereichs aufgrund der "Unschärfe" des Retinabildes eine Korrektur der Akkommodationseinstellung bewirkt. Die Regelung erfolgt so, dass ein scharfes Abbild der Umwelt auf der Retina entsteht. Der Akkommodationsreflex bildet das eigentliche Untersuchungsziel dieser Arbeit, da angenommen wird, dass nur er durch den chromatischen Längsfehler des Auges und damit durch die spektrale Lichtverteilung beeinflusst werden kann. Er wird in Kap. 3.4 näher beschrieben.

---

<sup>17</sup> KRUEGER H.: Die Funktion der Akkommodation des menschlichen Auges. Aus: Aspekte der Informationsverarbeitung. Springer-Verlag (1985) P66-92.

<sup>18</sup> HOKODA S.C., CIUFFREDA K.J.: Theoretical and clinical importance of proximal vergence and accommodation. In: Vergence eye movements; Eds. Schor C.M., Ciuffreda K.J.; Butterworths (1983) P82-84.

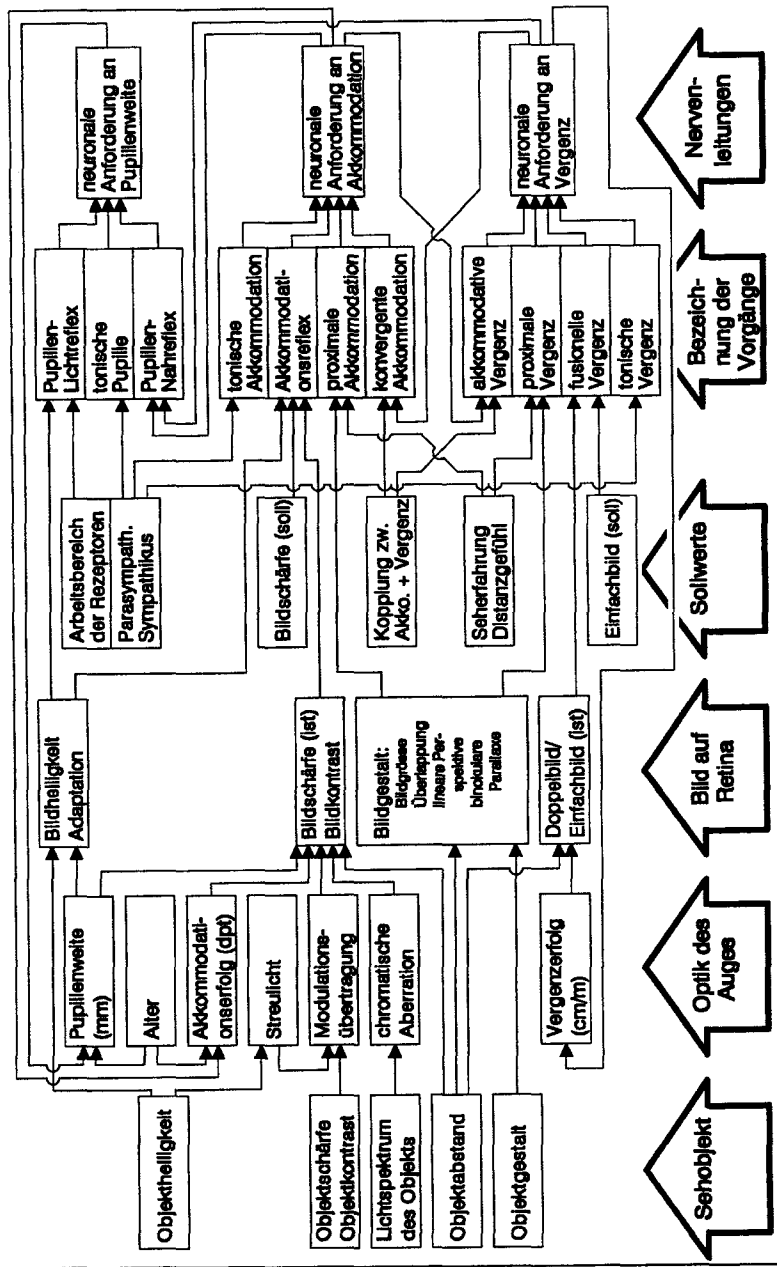


Fig. 3-2: Regelvorgänge zwischen Pupille, Akkommodation und Vergenz.

Zusätzlich zu diesen vier Komponenten muss eine fünfte ergänzt werden, welche in erster Linie für Untersuchungen des Akkommodationsreflexes mit Versuchspersonen eine Rolle spielt:

- Geübte Versuchspersonen wenden die *willentlich induzierte Akkommodation* an, um ein zuvor wegen zu starker Defokussierung unsichtbares Sehzeichen sichtbar zu machen. Es ist wahrscheinlich, dass es sich dabei um eine willentliche Konvergenz handelt, welche eine konvergente Akkommodation nach sich zieht<sup>19</sup>. Personen unter Versuchsbedingungen zeigen ein unterschiedlich ausgeprägtes Mass dieser Fähigkeit, weil diese Aufgabe im täglichen Leben über die fusionelle Vergenz gesteuert oder von der proximalen Akkommodation übernommen wird. Häufig scheitert die willentliche Fernakkommodation, da das beabsichtigte Auswärtsschieln (Exophorie) schwieriger durchzuführen ist als das Einwärtsschieln (Esophorie)<sup>20</sup>. Wie stark der Einfluss der willentlichen Steuerung ist, hängt auch vom Trainingszustand der Versuchsperson ab und von der Art der Instruktionen, welche sie vor dem Versuch erhält<sup>21</sup>.

In Fig. 3-2 ist schematisch dargestellt, wie die Akkommodationssteuerung mit der Vergenz- und der Pupillensteuerung zusammenhängt. Nicht dargestellt ist die willentliche Vergenz; zusätzlich gezeigt werden folgende Zusammenhänge:

- Der Pupillenlichtreflex verkleinert die Pupille bei zunehmendem Lichteinfall. Arbeitet man bei geringen Helligkeiten mit einer künstlichen Pupille, wird der Einfluss dieses Reflexes ohne Verabreichung eines Mydriaticums ausgeschaltet. Dadurch hängt die Beugung an der Pupille und die sphärische Aberration des Auges nicht mehr von der Lichtintensität ab.
- Der Pupillennahreflex verkleinert die Pupille bei sich nähernden Objekten.
- Der tonische Pupillenzustand ist die Pupillenweite im Dunkeln.
- Die proximale Vergenz und die tonische Vergenz sind analog zur proximalen und tonischen Akkommodation definiert.
- Die Helligkeit des Retinabildes hat einen indirekten, durch die Kontrastschwelle bedingten Einfluss auf die Akkommodation. Das Auge muss genügend lange an die Helligkeit eines Sehobjekts adaptiert worden sein, um eine Verfälschung von Messresultaten zu vermeiden.

---

<sup>19</sup> FINCHAM E.F.: The accommodation reflex and its stimulus. Brit. J. Ophthal. V35 (1951) P381-393.

<sup>20</sup> MANGOLD S.: Vergente Akkommodation. Diplomarbeit am Lehrstuhl für Biokybernetik der Universität Tübingen (Mai 1989) P29.

<sup>21</sup> CIUFFEDA K.J.: Accommodation and its anomalies. In: Vision and visual dysfunction. Ed. W.N.Charman; MacMillan Press London V1 (1991) P261-263.



### 3.4 Akkommodationsreflex

Der Akkommodationsreflex ist deshalb interessant, weil er sich als Regelkreis darstellt, für welchen auch Aspekte der Bildverarbeitung eine Rolle spielen. Dass es sich aber nicht um einen autonomen Reflex wie beim Pupillenreflex handelt, zeigt die im vorangehenden Kapitel beschriebene Möglichkeit der indirekten willentlichen Beeinflussung. Auch die Tatsache, dass die Akkommodation für voraussagbare, periodische Änderungen der Sehzeichendistanz schneller reagiert als für zufällige Distanzänderungen<sup>22</sup>, deutet darauf hin.

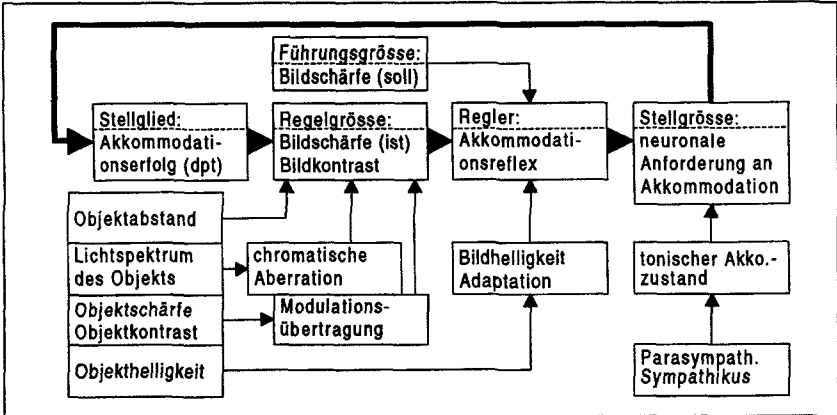


Fig. 3-3: Regelkreis des Akkommodationsreflexes. Objektschärfe bzw. -kontrast sowie Objektstand und Objektspektrum bilden Störgrößen an der Regelstrecke; Objekthelligkeit und tonische Akkommodation sind Störgrößen an der Regelung.

Die "Schärfe" der Abbildung auf der Retina ist die Regelgröße für den Akkommodationsreflex. Wird beispielsweise eine Hell-Dunkel-Kante abgebildet, kann die maximale Änderungsrate der Lichtintensität über den Retinaort als Mass für den Istwert der Schärfe angesehen werden. Die Regelung soll diesen Wert maximieren. Der Akkommodationsreflex arbeitet nur in einem begrenzten Dioptrienbereich. Bei einer vertikalen Linie beispielsweise muss die Unschärfe durch eine Defokussierung von weniger als 2 dpt zustande kommen<sup>23</sup>. Ein Einstellfehler innerhalb des Schärfentiefenbereichs ist möglich, weil das visuel-

<sup>22</sup> VAN DER WILDT G.J., BOUMAN M.A., VAN DE KRAATS J.: The effect of anticipation on the transfer function of the human lens system. *Optica Acta* V21 (1974) P843-860.

<sup>23</sup> FINCHAM E.F.: The accommodation reflex and its stimulus. *Brit. J. Ophthal.* V35 (1951) P381-393.

le System die dadurch entstehende Unschärfe nicht direkt erkennen kann. Da der Schärfentiefebereich für die Akkommodationsregelung ähnlich wie ein Potentialtopf wirkt und da, wie Kap. 3.5 zeigen wird, die Akkommodation schwankt, lassen Modellüberlegungen dennoch erwarten, dass kleine Einstellfehler häufiger sind. Diese Tatsache bietet zwar eine Verbesserung des Retinabildes, jedoch keinen Vorteil für die Analyse der neuronal übermittelten Signale. Alternativ zur Bildschärfe lässt sich auch der Bildkontrast als zu maximierender Istwert auffassen. Der Regler, das heisst die neuronale Bildverarbeitung, liefert die nervöse Erregung für den Ziliarmuskel als Stellgrösse. Die Eigenschaften des Reglers werden in Kap. 5. genauer beschrieben. Der Ziliarmuskel beeinflusst über die Augenlinse als Stellglied die Güte der Abbildung auf der Netzhaut. Werden alle vermeidbaren Einflüsse auf den Akkommodationsreflex, wie im vorangehenden Kapitel beschrieben, weggelassen, vereinfacht sich Fig. 3-2 zum Blockschema in Fig. 3-3.

Auf ähnliche Art wurden in bisherigen Studien<sup>24,25</sup> mathematische Regelungsmodelle aufgestellt, welche verschiedene Aspekte des Akkommodationsreflexes, insbesondere seiner Dynamik erklären können. Ein solches Modell wird auch kurz in Kap. 5.3.1 skizziert werden. Da die funktionelle Anatomie des ganzen Regelkreises nur stückweise bekannt ist, handelt es sich um Modelle phänomenologischer Art. In dieser Arbeit soll allein das statische Verhalten untersucht werden, das heisst, bei jeder Akkommodationsmessung soll das Sehzeichen unbewegt bleiben. Das bedeutet aber nicht, dass sich die Akkommodation während der Messung statisch verhält. Die Wirkung der Akkommodationsregelung kann bei statischen Messungen als *Reiz-Antwort-Kurve* dargestellt werden, die typischerweise wie (A) in Fig. 3-4 aussieht. Abseits der Ruhelage ist im Vergleich zur Idealkurve (C) ein *Einstellfehler* zu erkennen: Bei Nahakkommodation ist das Auge funktionell weitsichtig, bei Fernakkommodation entsprechend kurzsichtig eingestellt. Regelungstechnisch gesehen, ist diese Abweichung notwendig, damit eine Regelung überhaupt stattfinden kann; praktisch gesehen, vermindert sich die Akkommodationsbeanspruchung.

Wie gross der Einstellfehler ist, das heisst, wie gross die Steigung der Reiz-Antwort-Kurve ist, hängt von der Schärfentiefe, von der Wirksamkeit des Ak-

---

<sup>24</sup> STARK L., TAKAHASHI Y., ZAMES G.: Nonlinear servoanalysis of human lens accommodation. IEEE Trans. on systems science and cybernetics: V(SSC-)1 N1 (Nov. 1965) P75-83.

<sup>25</sup> TOATES F.M.: Studies on the control of accommodation and convergence. Measurement and Control V5 (1972) P58-61.

kommodationsreizes und vom Alter der Person ab. Bei sehr kleiner Pupille, das heisst grosser Schärfentiefe<sup>26</sup>, bei verschwindendem oder stark unscharfem Sehzeichen<sup>27</sup> sowie bei alterssichtigen Personen verläuft die Kurve praktisch waagrecht wie (B), in der Nähe der Akkommodationsruhelage. Der Einstellfehler kann daher bei gleicher Schärfentiefe und Person als Mass für die Wirksamkeit eines Akkommodationsreizes verwendet werden. Dies geht nur, wenn nicht in der Nähe des Fern- bzw. Nahpunkts gemessen wird, weil dort die Reiz-Antwort-Kurve eine Sättigung zeigt. Das heisst, die Akkommodationsantwort bleibt dort konstant und ist daher unabhängig von der Wirksamkeit des Akkommodationsreizes oder der Schärfentiefe.

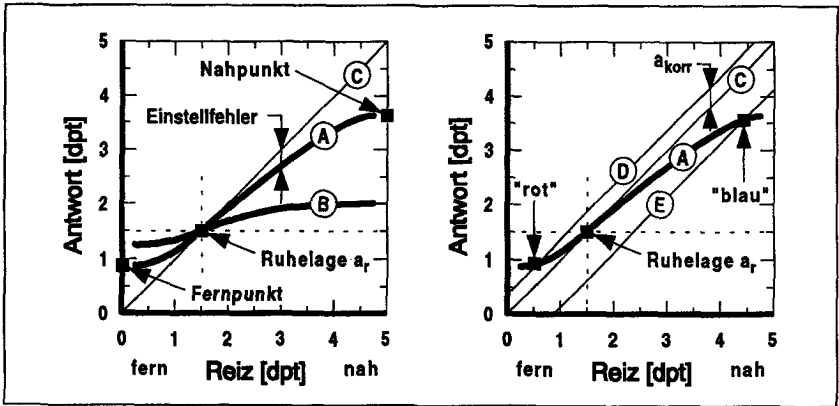


Fig. 3-4: Schematische Darstellung der Reiz-Antwort-Kurven der Akkommodation. Auf der Abszisse ist die Distanz des Sehzeichens (in dpt) aufgetragen, auf der Ordinate die Akkommodation des Auges. Die Diagonale © ist die Idealkurve für weisse Sehzeichen. Die Kurven (A) und (B) sind typische Antworten für unterschiedlich wirksame Akkommodationsregelungen. (D) bzw. (E) sind Idealkurven für langwellige bzw. kurzwellige monochromatische Sehzeichen.

In der Nähe der Ruhelage  $a_r$  sei die Akkommodationsantwort  $a$  für einen Reiz in Distanz  $d$  (beides in dpt) durch eine Gerade mit Steigung  $b$  mit der folgenden *Reiz-Antwort-Gleichung* angenähert:

$$a \approx a_r + b \cdot (d + a_{\text{korr}} - a_r) \quad (3.2)$$

<sup>26</sup> HENNESSY R.T., IDA T., SHINA K., LEIBOWITZ H.W.: The effect of pupil size on accommodation. *Vision Res.* V16 (1976) P587-589.

<sup>27</sup> KORGE A., KRUEGER H.: Influence of edge sharpness on the accommodation of the human eye. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* V222 (1984) P26-28.

$a_{\text{korr}}$  ist eine durch das Spektrum des Sehobjekts und die chromatische Aberration des Auges nötig werdende Korrektur, welche jedoch nicht von der Objektdistanz, der Ruhelage oder der Steigung  $b$  abhängt. Der Einstellfehler beträgt in 1 dpt Entfernung von der Ruhelage ( $b-1$ ); als operationales Mass für die *Wirksamkeit des Akkommodationsreizes* kann der dekadische Logarithmus von  $b$  verwendet werden. (Ergebnisse eigener Messungen dieser Wirksamkeit werden Thema von Kap. 7.5 sein.)

In Fig. 3-4 rechts sind Idealkurven für Sehzeichen mit langwelligem (D) bzw. kurzwelligem (E) schmalen Spektralbereich (= *monochromatisch*) dargestellt. Bleibt die Sehzeichendistanz konstant, zum Beispiel bei 1.5 dpt, wird das Auge infolge seiner chromatischen Aberration bei langwelligem Licht weit-sichtiger und muss stärker nahakkommodieren als bei Sehzeichen mittlerer Wellenlänge. Für kurzwelliges Licht hingegen ist eine verminderte Nahakkommodation oder sogar eine verstärkte Fernakkommodation notwendig, da das Auge dann kurzsichtiger ist. Entsprechende Untersuchungen<sup>28</sup> bestätigen diese Überlegungen. Der Wert  $a_{\text{korr}}$  in (3.2) berücksichtigt diese durch das Spektrum und die chromatische Aberration bedingte *Akkommodationskorrektur*.

Sind mehrere Wellenlängen gleichzeitig vorhanden (= *polychromatisch*), fokussiert die Akkommodation wegen des erwähnten Einstellfehlers bei Blick in die Nähe Licht kurzer Wellenlänge auf der Netzhaut (Fig. 3-4: "blau"); bei Blick in die Ferne entsprechend Licht langer Wellenlänge (Fig. 3-4: "rot"). In der Literatur wird diese "eingestellte Wellenlänge" oft missverständlich als "Einstellwellenlänge" bezeichnet<sup>29</sup> (im Englischen: "focussing wave-length" anstatt besser "focussed wave-length"). In der Laienpresse wurde das teilweise so aufgefasst, als ob das Fokussieren auf die "Einstellwellenlänge" ein aktiver Prozess des Auges sei, indem der Akkommodationsregler gleichsam die für jede Distanz gewünschte Wellenlänge aussuchen könnte oder indem sich die spektrale Hellempfindlichkeit des Auges je nach Sehdistanz verschieben würde<sup>30</sup>. Die Berechnung von  $a_{\text{korr}}$  für polychromatisches Licht wird mit (4.13) in Kap. 4.2.4 erfolgen. (Berechnungen und Messergebnisse für bichromatisches Licht werden Thema von Kap. 7.3 sein.)

---

<sup>28</sup> CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation and color. J. Opt. Soc. Am. V68 N4 (1978) P459-471.

<sup>29</sup> IVANOFF A.: Focusing wave-length for white light. J. Opt. Soc. Am. V39 N8 (1949) P718.

<sup>30</sup> WINZER R.: Licht der Leuchtstofflampen und Bildschirme schädlich oder nicht? Der Augenoptiker N8 (1985) P10-12.

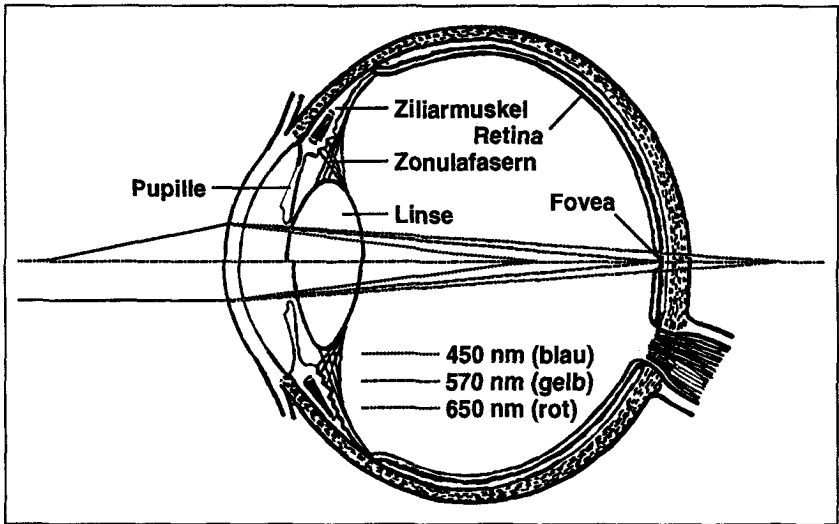


Fig. 3-5: Chromatische Aberration bzw. Farblängsfehler des Auges für die Nahakkommodation (obere Hälfte) und die Fernakkommodation (untere Hälfte) auf ein punktförmiges, helles Sehobjekt auf dunklem Hintergrund. Würde in Bezug auf das Sehzeichen zu stark in die Nähe akkommodiert, bildete sich um den Bildpunkt ein bläulicher Rand; würde zu wenig stark akkommodiert, bildete sich ein rötlicher Rand.

### 3.5 Richtung des Akkommodationsfehlers

Auch Fincham gelangte durch seine Untersuchungen zum Schluss, dass für die Einstellung der Akkommodation ein reflexähnlicher Regelkreis vorhanden sein muss. Er zweifelte aber daran, dass allein ein unscharfes Bild auf der Retina einen genügenden Akkommodationsreiz darstellt, da dieses sowohl durch Unter- als auch durch Überakkommodation entstehen kann. Der für die Steuerung der Akkommodation verantwortliche Prozess bedarf eines Hinweises, in welche Richtung die Brechkraft korrigiert werden muss. Dieses Problem ist nach wie vor nicht eindeutig geklärt, doch bieten sich mehrere Lösungen an. Fincham erwähnte die Möglichkeit, dass die *chromatische Aberration*, das heisst der Farbfehler des Auges (Fig. 3-5), den Richtungshinweis liefern könnte. Die *Entwicklung eines entsprechenden Modells wird in Kap. 5.3.2 erfolgen*. Erste von Fincham durchgeführte Untersuchungen scheinen diese Hypothese wenigstens für einen Teil der Versuchspersonen zu unterstützen<sup>31</sup>. Auch Untersu-

<sup>31</sup> FINCHAM E.F.: The accommodation reflex and its stimulus. Brit. J. Ophthalmol. V35 (1951) P381-393.

chungen mit sinusförmig bewegten Sehobjekten deuten auf einen solchen Zusammenhang hin<sup>32,33</sup>.

Eine andere Hypothese, wie das Akkommodationssystem die Richtung der Korrektur ermitteln kann, bieten *Fluktuationen* der Akkommodation, welche Mitte der 30er Jahre entdeckt wurden. Danach soll die Akkommodation in einer Art von kontinuierlichem Versuch und Irrtum ständig die Bildschärfe abtasten und verbessern<sup>34</sup>. Ein Modell zu dieser Hypothese wird Thema von Kap. 5.3.1 sein. (Eigene Messungen der Fluktuationen erfolgten indirekt mit der in Kap. 6.1.3 noch zu beschreibenden Methode; Kap. 7.6 wird die Ergebnisse beinhalten.) Ob die Fluktuationen das Führen und Halten der Akkommodationsposition ermöglichen oder ob es sich nur um eine Instabilität des Systems handelt, wird kontrovers diskutiert. Eine Übersicht zu diesem Thema bieten Charman und Heron<sup>35</sup>.

Zusammenfassend kann über die beobachteten Charakteristiken der Fluktuationen folgendes festgehalten werden:

- Die Amplitude der Fluktuationen bewegt sich zwischen 0.1 und 0.3 dpt (rms), in gewissen Situationen auch mehr.
- Es zeigen sich zwei mehr oder weniger getrennte Frequenzanteile: Ein niederfrequenter Anteil unter 0.5 Hz und Fluktuationen mit einer Frequenz um 2 Hz, welche aber nicht bei allen Messungen nachgewiesen wurden. Die 2 Hz-Fluktuationen stammen möglicherweise von der Augenlinsenperipherie<sup>36</sup>, so dass deren Nachweis von der Messmethode abhängig ist.
- Bei Bedingungen, welche eine Regelung der Akkommodation verhindern, vergrößert sich der niederfrequente Anteil der Fluktuationen, während die 2 Hz-Fluktuationen verschwinden. Dies erfolgt beispielsweise bei sehr grosser Schärfentiefe infolge kleiner Pupille, bei Blick auf ein strukturloses Feld (Akkommodationsruhelage) oder auch beim Übergang vom Tagsehen (photopisches Sehen) zum Nachtsehen (skotopisches Sehen). Das

---

<sup>32</sup> KRUGER P.B., POLA J.: Stimuli for accommodation: Blur, chromatic aberration and size. *Vision Res.* V26 N6 (1986) P957-971.

<sup>33</sup> FLITCROFT D.I., JUDGE S.J.: The effect of stimulus chromaticity on ocular accommodation in the monkey. *J. Physiol.* V398 (1988) P36P.

<sup>34</sup> KOTULAK J.C., SCHOR C.M.: A computational model of the error detector of human visual accommodation. *Biol. Cybern.* V54 (1986) P189-194.

<sup>35</sup> CHARMAN W.N., HERON G.: Fluctuations in accommodation: a review. *Ophthalm. Physiol. Opt.* V8 (1988) P153-164.

<sup>36</sup> BERNY F.: Etude de la formation des images rétinienne et détermination de l'aberration de sphéricité de l'oeil humain. *Vision Res.* V9 (1969) P977-990.

deutet darauf hin, dass die Stärke der Akkommodationsschwankungen wie der im vorangehenden Kapitel erwähnte Einstellfehler als Mass für die Wirksamkeit eines Akkommodationsreizes herangezogen werden kann.

- Es wurden keine wesentliche systematische Veränderungen der Fluktuationen in Abhängigkeit von Kontrast und Objektstruktur festgestellt, falls die Sehzeichen deutlich überschwellig sind.
- Die Fluktuationen verstärken sich kontinuierlich bei einer Veränderung der Sehobjektdistanz von 0 dpt bis etwa 4 dpt. Bei noch grösserer Annäherung des Sehzeichens verringern sich die Fluktuationen wieder.
- Die Fluktuationen sind in beiden Augen korreliert. Aus der Arbeit von Campbell<sup>37</sup> ist aber nicht klar ersichtlich, ob das auch für die 2 Hz-Fluktuationen gilt.

Weitere hypothetische Möglichkeiten zur Erkennung der Richtung des Akkommodationsfehlers bieten der Astigmatismus (Hornhautkrümmung) des Auges<sup>38</sup> und die Mikrosakkaden der Augen<sup>39</sup>. Dass die sphärische Aberration des Auges das Erkennen der Fehlerrichtung ermöglicht, ist eher fraglich<sup>40</sup>.

---

<sup>37</sup> CAMPBELL F.W.: Correlation of accommodation between the two eyes. J. Opt. Soc. Am. V50 N7 (1969) P738.

<sup>38</sup> ROSENFELD M., CIUFFREDA K.J.: Does target orientation influence the accommodative response? Ophthal. Physiol. Opt. V9 (1989) P437-439.

<sup>39</sup> CAMPBELL F.W.; WESTHEIMER G.: Factors influencing accommodation responses of the human eye. J. Opt. Soc. Am. V49 (1959) P568-571.

<sup>40</sup> CHARMAN W.N., JENNINGS J.A.M.: Properties of annular artificial pupils. Vision Res. V19 (1979) P947-949.

## 4. Optische Wirkung des Auges auf die Bildinformation

In den folgenden Unterkapiteln erfolgt die Beschreibung der physikalischen Informationsverarbeitungsstufen. In Kap. 4.1 wird eine Darstellung der für das Sehen wesentlichen Eigenschaften von Sehobjekten gegeben. Kap. 4.2 behandelt mit Hilfe der physikalischen Optik die Abbildung der Sehobjekte, welche die Dioptrik des Auges auf der Netzhaut erzeugt. Zusammenfassungen stehen jeweils am Anfang von Kap. 4.1 und Kap. 4.2.

### 4.1 Beschreibung und Eigenschaften von Sehobjekten

Sehvorgänge können nur verstanden werden, wenn die Eigenschaften von Sehobjekten verstanden werden. Dies liegt wohl insbesondere daran, dass der Sehapparat sich seine Eigenschaften weitgehend im Laufe der Evolution bzw. während der ersten Lebensjahre anhand von Sehobjekten antrainiert hat. Darum ist das *Ziel dieses Kapitels*, eine *Beschreibung zweidimensionaler Sehzeichen* darzustellen. Dies erfolgt im allgemeinen als Funktion einer Intensität in Abhängigkeit einer zweidimensionalen Ortskoordinate. Man benötigt daher sowohl ein Mass für die Intensität als auch eines für den Ort. Dabei sollen diese Masse nach Möglichkeit nur das beinhalten, was für den Sehvorgang wesentlich ist.

So wird in Kap. 4.1.1 ein photometrisches Mass (Leuchtdichte) als Intensitätsmass definiert, welches durch Multiplikation des physikalischen Spektrums mit einer Gewichtungsfunktion, der sogenannten  $V(\lambda)$ -Funktion, nur den sichtbaren Anteil elektromagnetischer Wellen berücksichtigt. Die Gewichtung mit  $V(\lambda)$  ist ein Beispiel dafür, wie eine physikalische Grösse (spektrale Strahldichte) in eine physiologische Grösse (Helligkeit) umgerechnet werden kann. Ein Ziel dieser Arbeit ist, eine analoge Gewichtungsfunktion  $V_a(\lambda)$  für den Akkommodationsvorgang zu messen. Bei photometrischen Grössen wird jedoch vernachlässigt, dass die wahrgenommene Helligkeit nicht linear mit der physikalischen Intensität verläuft. Für eine analoge Betrachtung des Akkommodationsvorgangs sind daher sorgfältige Überlegungen zur Linearität erforderlich. Sie werden Thema von Kap. 5. sein.

Für die Ortskoordinaten wären die Positionen (z.B. in mm) des auf die Retina projizierten Objektbildes das physiologisch adäquate Mass. Da auf diese Weise gemessene Strecken jedoch umgekehrt proportional zur Objektdistanz wären, wird gemäss Kap. 4.1.2 oft mit relativen Einheiten (Sehwinkeln) gearbeitet. Im selben Kapitel wird auch ein einfaches Sehobjekt vorgestellt: das Si-



nusgitter. Bei ihm ändert sich die Intensität entlang einer Ortskoordinate sinusförmig. Die sogenannte Modulation beschreibt das Ausmass seiner Intensitätsänderung; die Ortsfrequenz das Ausmass der Änderung mit dem Ort. Sinusgitter eignen sich als Sehobjekte deshalb, weil durch optische Abbildungen im wesentlichen nur die Modulation verändert wird. Diese Änderung wird Thema von Kap. 4.2 sein. Ein ähnliches Sehobjekt (Rechteckgitter) wurde in dieser Arbeit für die Messungen verwendet.

#### 4.1.1 Lichtspektrum und Leuchtdichte

Als Begründer der Photometrie gilt der Elsässer Johann Heinrich Lambert (1728-1777). Er entdeckte unter anderem das nach ihm benannte Cosinusetz, aus welchem folgt, dass sogenannte *Lambertstrahler* aus allen Blickwinkeln dieselbe Helligkeit aufweisen<sup>41</sup>. Lambertstrahler sind Oberflächen mit diffuser Lichtstreuung bzw. -transmission. Damit kann eine Helligkeitsverteilung als Eigenschaft von "Sehobjekt mit Beleuchtung ohne Beobachter" aufgefasst werden. Für nicht diffus streuende Objekte spielt die Position und die Blickrichtung eines Beobachters aber sehr wohl eine Rolle. Es sei dazu auf den in der Lichttechnik verwendeten Kontrastwiedergabefaktor (CRF-Faktor) verwiesen<sup>42</sup>. Die Helligkeit konnte zu Zeiten Lamberts nur mit subjektiven Vergleichsverfahren bestimmt werden. Heute wird die *Leuchtdichte* verwendet, welche im Sichtbaren proportional zur physikalischen Strahldichte ist, wenn diese mit der spektralen Hellempfindlichkeit  $V(\lambda)$  des Auges gewichtet wird. Als Masseinheit dient Candela/m<sup>2</sup> (cd/m<sup>2</sup>). Bezeichnet  $L_{em}(\lambda)$  die über den Ort gemittelte spektrale Strahldichte einer Fläche in  $W sr^{-1} m^{-2} nm^{-1}$  und  $\lambda$  die Wellenlänge in nm, so gilt für die mittlere Leuchtdichte  $L_m$ :

$$L_m := K_m \int_{380nm}^{780nm} L_{em}(\lambda) V(\lambda) d\lambda \quad (4.1)$$

mit  $K_m := 683 \frac{cd \cdot sr}{W}$  (4.1a)

Die Leuchtdichte soll also das physikalische Korrelat zur subjektiv wahrgenommenen Helligkeit sein.  $V(\lambda)$  ist nur für den Spezialfall der flimmerphotometrisch bestimmten photopischen Helligkeit in einem 2°-Feld gültig und auch dann nur als Mittelwert über ein Personenkollektiv. Eine andere spektrale

---

<sup>41</sup> LAMBERT J.H.: Photometria seu de mensura et gradibus luminis, colorum et umbrae. Verlag Klett Augsburg (1760).

<sup>42</sup> EGGER W.: CRF - Qualitätsmerkmal einer Beleuchtungsanlage? Licht-Forschung V6 N2 (1984) P77-86.

Empfindlichkeit  $V_a(\lambda)$  muss daher zusätzlich in Betracht gezogen werden, wenn die Wirkung von Reizen auf die Akkommodation untersucht wird. Die subjektiv wahrgenommene Helligkeit hängt nicht linear mit  $L_m$  zusammen<sup>43</sup>. Dennoch hat sich für die Praxis der Lichttechnik die Verwendung der Leuchtdichte und daraus abgeleiteter Grössen bis jetzt bewährt<sup>44</sup>. Auch für eine physikalische Beschreibung der Lichtverteilung von Sehzeichen kann sie benutzt werden, wenn wellenlängenunabhängige Abbildungsvorgänge stattfinden. Die spektrale Strahldichte und damit die Leuchtdichte eines diffus reflektierenden Sehobjekts ist abhängig von dessen spektralem Reflexionsgrad und dem Spektrum der Lichtquelle, die es beleuchtet.

#### 4.1.2 Modulation und Ortsfrequenz

Es gibt verschiedene Masse, um die *Leuchtdichteverteilung*  $L(x,y)$  von helligkeitsstrukturierten Sehobjekten zu kennzeichnen. Ein Beispiel ist die bereits erwähnte *mittlere Leuchtdichte*  $L_m$ . Sind nur zwei Leuchtdichteniveaus vorhanden, wird als weiteres Beispiel der *Kontrast*  $C$  wie folgt definiert:

$$C := \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}} \quad (4.2)$$

Es gibt auch andere Kontrastmasse; diese können aus  $C$  abgeleitet werden.

Der Nachteil von  $C$  besteht darin, dass er sich nur auf zwei Leuchtdichtewerte abstützt. Sind mehr Leuchtdichteniveaus vorhanden, werden diese nicht berücksichtigt, obwohl sie möglicherweise den flächenmässig wesentlichen Anteil des Sehobjekts ausmachen<sup>45</sup>. Es hat sich ausserdem gezeigt, dass Kontraste an dunklen Bildstellen besser wahrgenommen werden als an Orten höherer mittlerer Leuchtdichte<sup>46</sup>. So sind beispielsweise helle Bildschirmzeichen auf dunklem Hintergrund deutlicher zu sehen als bei der inversen Darstellung. Dies

---

<sup>43</sup> HAUBNER P.: Zur Helligkeitsbewertung quasi-achromatischer Reize. Diss. Univ.(TH) Karlsruhe (1977).

<sup>44</sup> In der Lichttechnik wird cd als Grundeinheit verwendet und  $\text{cd}/\text{m}^2$  ist eine abgeleitete Einheit.

<sup>45</sup> Ein Mass, das diesem Aspekt besser gerecht würde, ist die *Leuchtdichtestreuung*  $L_S$  innerhalb einer Fläche  $A$ :  $L_S := \sqrt{\frac{1}{A} \iint_A (L(x,y) - L_m)^2 dx dy}$  (4.3)

<sup>46</sup> THOMAS J.P.: Independent processing of suprathreshold spatial gratings as a function of their separation in spatial frequency. J. Opt. Soc. Am. A V6 N7 (1989) P1102-1111.

macht sich insbesondere bei sehbehinderten Personen bemerkbar, die auf jede Verbesserung der Zeichenqualität angewiesen sind<sup>47</sup>.

Als Mass für den Ort auf der Retina wird oft der sogenannte *Sehwinkel* (in °) verwendet. Das ist derjenige Winkel unter welchem einem Beobachter ein Objektdetail erscheint (Fig. 4-1 links). Wird der Ort schärfsten Sehens auf der Retina als Koordinatenursprung angenommen, beschreibt die radiale Sehwinkelabweichung von diesem Punkt die *Exzentrizität* eines Bildpunkts auf der Retina.

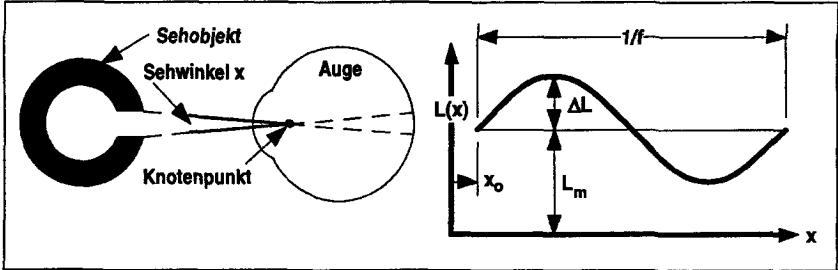


Fig. 4-1: Links: Zur Definition des Sehwinkels. Die optische Abbildung ändert Lichtstrahlrichtungen nicht, wenn sie durch den Knotenpunkt verlaufen.  
Rechts: Leuchtdichteverteilung  $L(x)$  mit Amplitude der Leuchtdichteänderung  $\Delta L$ , Ortsfrequenz  $f$  mittlerer Leuchtdichte  $L_m$ .  $x_0$  ist die Verschiebung der Kurve bezüglich des Nullpunkts.

Zur Beschreibung der örtlichen Verteilung der Leuchtdichte wird oft die *Fouriertransformierte* verwendet. Sie zerlegt  $L(x,y)$  in einzelne *Ortsfrequenzen*  $f_x$  und  $f_y$ . Die Ortsfrequenz wird in Perioden pro Grad Sehwinkel ( $p^\circ$ ) angegeben. Die Leuchtdichteverteilung  $L$  in Abhängigkeit des Sehwinkels  $x$  (in Grad) für eine einzelne Ortsfrequenz  $f$  wird, wie in Fig. 4-1 rechts gezeigt, mit folgender Gleichung ausgedrückt:

$$L(x) = L_m + \Delta L \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot (x - x_0)) = L_m \cdot (1 + m_0 \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot x - \varphi)) \quad (4.4)$$

mit der *Objektmodulation* 
$$m_0 := \frac{\Delta L}{L_m} \quad (4.4a)$$

und der *Phase* 
$$\varphi := 2\pi \cdot f \cdot x_0 \quad (4.4b)$$

Die Modulation  $m_0$  entspricht dem mit (4.2) definierten Kontrast  $C$ , jedoch nur für sinusförmige Leuchtdichteverteilungen, also für *Sinusgitter*. Die mittlere

<sup>47</sup> LEGGE G.E., PELLI D.G., RUBIN G.S., SCHLESKE M.M.: Psychophysics of reading - II. Low vision. Vision Res. V25 N2 (1985) P253-266.

Leuchtdichte  $L_m$  hat die Bedeutung einer globalen, bei Sinusgittern hoher Ortsfrequenz auch einer lokalen Adaptationsleuchtdichte. *Farbmodulierte Gitter* werden als Addition von zwei unterschiedlichen sinusförmig modulierten spektralen Strahldichten  $L_e(\lambda, x)$  analog zu (4.4), jedoch mit einer gegenseitigen Phasenverschiebung von  $\varphi = \pi$  gebildet. Anstatt  $\varphi = \pi$  kann auch ein negatives  $m_0$  verwendet werden.

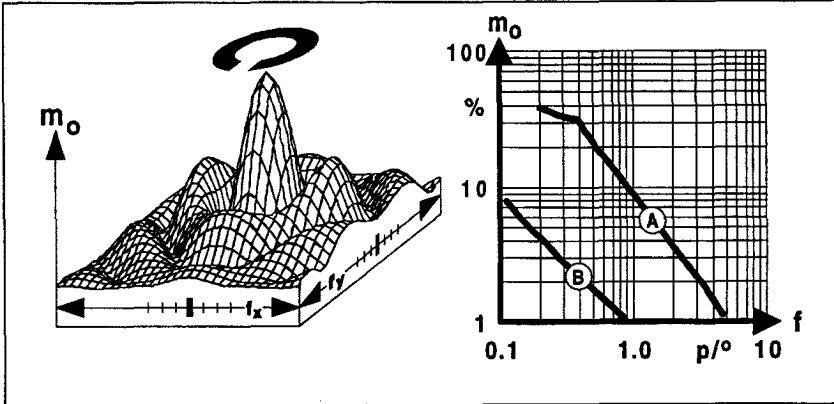


Fig. 4-2: Links: Fouriertransformierte eines Landoltrings. In der Mitte befindet sich die Ortsfrequenz  $0 \text{ p/}^\circ$ . Sie hat eine Modulation von 1.0 bzw. 100 %. Die Ortsfrequenz wächst mit zunehmendem Abstand vom Zentrum. Das erste Nebenmaximum der Modulation hat eine Frequenz, welche dem Inversen des doppelten Aussendurchmessers des Landoltrings entspricht. Durch die Ringöffnung (über der Zeichnung dargestellt) ist es in  $y$ -Richtung weniger ausgeprägt.

Rechts: Doppelt-logarithmische Darstellung der Modulation "natürlicher Objekte" in Abhängigkeit von der Ortsfrequenz, gemittelt über die Raumrichtungen. Die Werte der Kurve (A) sind gemittelt über fünf verschiedene Gesichter in 3 m Entfernung (nach Peli<sup>48</sup>) und diejenigen der Kurve (B) über sechs Landschaften (nach Field<sup>49</sup>) umgerechnet für einen Blickwinkel von  $60^\circ$ .

Die Ortsfrequenz  $f$  gibt Aufschluss über die örtliche Detailauflösung des Retinabildes. Bei polychromatischen Sehzeichen muss auch die Phase  $\varphi$  berücksichtigt werden. Wie Kap. 4.2.2 zeigen wird, kann sich diese bei einer optischen Abbildung in gewissen Fällen wellenlängenabhängig verändern. Modulation, mittlere Leuchtdichte, Phase und Ortsfrequenz zusammen beschreiben das Sinusgitter vollständig, wenn die spektrale Verteilung ebenfalls bekannt ist.

<sup>48</sup> PELI E.: Contrast in complex images. J. Opt. Soc. Am. A V7 N10 (1990) P2032-2040.

<sup>49</sup> FIELD D.J.: Relations between the statistics of natural images and the response properties of cortical cells. J. Opt. Soc. Am. A V4 N12 (1987) P2379-2394.

Als Beispiel für die Zerlegung eines Bildes in seine Ortsfrequenzen zeigt Fig. 4-2 links die Transformierte eines Landoltrings und rechts das natürlichen Szenen entsprechende Fourierpektrum gemittelt über alle Raumrichtungen. Es fällt auf, dass die Kurven der rechten, doppelt-logarithmischen Darstellung etwa eine Steigung von  $-1$  aufweisen. Das heisst, die Modulation natürlicher Szenen sinkt ungefähr mit dem Kehrwert der Ortsfrequenz. Höhere als die dargestellten Ortsfrequenzen sind beispielsweise beim Lesen kleiner Textzeichen von Bedeutung.

Die Verwendung der fouriertransformierten Leuchtdichteverteilung bewährt sich aus zwei Gründen:

- Wie Kap. 4.2.3 zeigen wird, kann die von der Augenoptik durchgeführte Abbildung eines Sehobjekts auf die Retina in guter Näherung als lineares Filter beschrieben werden<sup>50</sup>. Insbesondere gilt, dass ein Sinusgitter gemäss (4.4) durch die Abbildung keine Änderung der Ortsfrequenz erfährt. (Sinusgitter sind daher Eigenfunktionen des linearen Filters.)
- Es existiert eine grosse Zahl psychophysischer Untersuchungen zur Modulationsübertragung des Auges für Sinusgitter unterschiedlicher Ortsfrequenz in Abhängigkeit der mittleren Leuchtdichte<sup>51,52</sup>, der zeitlichen Variation<sup>53,54</sup> und anderer Parameter<sup>55</sup>.

Anders als in der Literatur häufig angenommen, heisst das aber nicht, dass das visuelle System Detektoren für Fourierkomponenten des Bildes hat und daher ebenfalls als lineares Filter wirkt. Insbesondere in höheren Verarbeitungsstufen kann nicht mit linearem Systemverhalten gerechnet werden<sup>56</sup>. Das nichtlineare Verhalten der Rezeptoren wird Thema von Kap. 5.1.3 sein.

- 
- 50 HOPKINS H.H.: The application of frequency response techniques in optics. Proc. Phys. Soc. V79 (1962) P889-919.
- 51 PATEL A.S.: Spatial resolution by the human visual system. The effect of mean retinal illuminance. J. Opt. Soc. Am. V56 N5 (1966) P689-694.
- 52 VAN MEETEREN A., VOS J.J.: Resolution and contrast sensitivity at low luminances. Vision Res. V12 (1972) P825-833.
- 53 VAN NES F.L., KOENDERINK J.J., NAS H., BOUMAN M.A.: Spatiotemporal modulation transfer in the human eye. J. Opt. Soc. Am. V57 N9 (1967) P1082-1088.
- 54 KELLY D.H.: Adaptation effects on spatio-temporal sine-wave thresholds. Vision Res. V12 (1972) P89-101.
- 55 VAN NES F.L., BOUMAN M.A.: Spatial modulation transfer in the human eye. J. Opt. Soc. Am. V57 N3 (1967) P401-406.
- 56 VON DER HEYDT R.: Approaches to visual cortical function. Rev. Biochem. Pharmacol. V108 (1987) P69-150.

## 4.2 Dioptrik des Auges

Das auf der Retina entstehende Bild eines Sehobjekts muss die Regelgrösse des Akkommodationsreflexes beinhalten. Daher ist das *Ziel dieses Kapitels, den Einfluss der optischen Abbildung des Auges auf die im vorangehenden Kapitel dargestellten Masse des Sehobjekts zu beschreiben*. In dieser Arbeit von besonderem Interesse sind dabei die Wirkungen der Defokussierung und der chromatischen Aberration des Auges.

Zuerst wird in Kap. 4.2.1 ein Mass eingeführt (Pupillenlichtstärke in Troland), welches die Wirkung der Pupillengrösse auf die retinale Beleuchtungsstärke berücksichtigt. Wäre die retinale Bildverarbeitung linear, spielte die mittlere Lichtintensität auf der Netzhaut keine Rolle. Kap. 5.1.3 wird jedoch zeigen, dass sich die Übertragungseigenschaften der Retina adaptationsbedingt in Abhängigkeit der retinalen Beleuchtungsstärke verändern. Kap. 4.2.2 erläutert die verschiedenen Erscheinungsformen der chromatischen Aberration. Es wird gezeigt, dass der sogenannte Farbquerfehler und der Farbvergrößerungsfehler durch ausgewählte Versuchsbedingungen minimalisiert werden können. Den sogenannten Farblängsfehler beschreibt eine Gleichung, welche die Verknüpfung zwischen Lichtspektrum und Akkommodation herstellt.

Wie sich die Modulation eines monochromatischen Sinusgitters durch die optische Abbildung verändert, zeigt Kap. 4.2.3. Um insbesondere den Einfluss der Defokussierung zu ermitteln, wurde im Rahmen dieser Arbeit die sogenannte Modulationsübertragungsfunktion eines aus der Literatur entnommenen Modellauges berechnet. Wenn man davon ausgeht, dass die retinale Modulation die Regelgrösse des Akkommodationsreflexes bildet, demonstrieren die Berechnungen den Einfluss von Pupillengrösse, Ortsfrequenz und Wellenlänge auf den Einstellfehler der Akkommodation und auf die Schärfentiefe. Es zeigt sich, dass die Akkommodationsregelung nur in einem bestimmten Dioptrienbereich (Arbeitsbereich) wirksam ist. Durch eine parabolische Näherung werden die Ergebnisse soweit vereinfacht, dass in Kap. 4.2.4 auch retinale Modulationen für polychromatisches Licht berechnet werden können. Dabei fliesst die in Kap. 4.1 erwähnte Gewichtungsfunktion  $V_a(\lambda)$  (spektrale Akkommodationsempfindlichkeit) in die Berechnung ein. Unter der Annahme, dass der Akkommodations Sollwert maximale Modulation auf der Retina erzeugt, wird dieser für beliebige Lichtspektren berechenbar. Ohne parabolische Näherung zeigt sich, dass bei bestimmten Spektren zwei Sollwerte vorhanden sind. Das könnte die Akkommodationsregelung erheblich beeinträchtigen. Ob diese Problematik auch im täglichen Leben auftritt, wird Thema von Teil B dieser Arbeit sein.

#### 4.2.1 Pupillengröße und retinale Beleuchtungsstärke

Die *retinale Beleuchtungsstärke*  $E_r$  bestimmt das Ausmass der Rezeptorerregung. Sie wird beeinflusst durch die Grösse der Pupille, durch die Akkommodation und durch die spektralen Transmissionseigenschaften der Augenmedien. Letztere werden bei der Messung spektraler Empfindlichkeiten beispielsweise bei  $V(\lambda)$  – bis auf eine Konstante  $\tau$  – implizit mitberücksichtigt. Sie erklären den Hauptanteil der interindividuellen Abweichungen für spektrale Empfindlichkeiten. Die retinale Beleuchtungsstärke (in Lux) hängt von der Weite der Eintrittspupille  $D_p$  (in mm), von der Akkommodation  $a$  (in dpt) und von der mittleren Leuchtdichte  $L_m$  (in  $\text{cd/m}^2$ ) eines Lambertstrahlers wie folgt ab (abgeleitet nach Formeln von Le Grand et al.<sup>57</sup>):

$$E_r = I_p \cdot \tau \cdot (58.63 + 1.11 \cdot a)^2 \cdot 10^{-6} \quad (4.5)$$

mit der *Pupillenlichtstärke*  $I_p := L_m \cdot \frac{\pi}{4} \cdot D_p^2$  (4.5a)

$\tau$  bezeichnet den Transmissionsgrad der Augenmedien. Häufig wird  $\tau$  und  $a$  als konstant angenommen. Dann kann die Pupillenlichtstärke  $I_p$ , für welche die Einheit Troland (Trol oder td) eingeführt wurde, als relatives Mass für  $E_r$  verwendet werden. Gleichung (4.5a) wird insbesondere bei Verwendung künstlicher Pupillen angewandt. Unter natürlichen Bedingungen verändert sich die Pupillengrösse mit der retinalen Beleuchtungsstärke (Pupillenlichtreflex) und der Akkommodation (Pupillennahreflex<sup>58</sup>). Ausserdem sind Lichtstrahlen, welche die Peripherie der Pupille durchlaufen, weniger wirksam als paraxiale Strahlen. Dieser sogenannte *Stiles-Crawford-Effekt*<sup>59</sup> gilt nur für photopisches Sehen und hängt mit der Richtungsempfindlichkeit der Zapfen zusammen. Beispielsweise wird bei einer Pupillenweite von 3 mm  $E_r$  in (4.5) zusätzlich um einen Faktor 0.92 abgeschwächt. Werden Pupillenveränderung und Stiles-

---

<sup>57</sup> LE GRAND Y., EL HAGE S.G.: *Physiological optics*. Springer-Verlag (1980) P88-90.

<sup>58</sup> Der Pupillennahreflex kompensiert die durch  $a$  in (4.5) gegebene Zunahme der retinalen Beleuchtungsstärke. Möglicherweise wird er teilweise durch diese verursacht. Untersuchungen von M. STAKENBURG (*Accommodation without pupillary constriction*. *Vision Res.* V31 N2 (1991) P267-273) ergaben keinen Pupillennahreflex, was der Autor auf die verwendete sorgfältige Ausrichtung seiner Apparatur zurückführt. Eventuell ist aber das nicht genau beschriebene subjektive Verfahren zur Erzielung gleicher Helligkeiten für verschiedene Distanzen und die damit verhinderte Wirkung von  $a$  auf die retinale Beleuchtungsstärke die Ursache für das erhaltene Ergebnis.

<sup>59</sup> STILES W.S., CRAWFORD B.H.: *The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points*. *Proc. Roy. Soc.* V112 (1933) P428-450.

Crawford-Effekt berücksichtigt, lässt sich die Pupillenlichtstärke näherungsweise wie folgt berechnen (abgeändert nach de Groot et al.<sup>60</sup>):

$$I_p \approx 15.2 \cdot L_m^{0.83} \quad (4.6)$$

#### 4.2.2 Chromatische Aberration

Die Dispersion lichtbrechender Medien, das heisst die Wellenlängenabhängigkeit des Brechungsindex  $n(\lambda)$ , ist die Ursache der chromatischen Aberration. Für Linsen, wie in Fig. 3-5 am Auge gezeigt, bewirkt die Dispersion bei jeder Wellenlänge eine unterschiedliche Brennweite: Mit blauem Licht ist das Auge kurzsichtiger, mit rotem Licht weitsichtiger. Dass das Auge der chromatischen Aberration unterworfen ist, war bereits Isaac Newton (1643-1727) bekannt<sup>61</sup>. Thomas Young (1773-1829) führte Anfangs des 19. Jahrhunderts erste Messungen durch<sup>62</sup>, bei welchen er eine Brechkraftdifferenz zwischen "Rot" und "Violett" von 1.3 dpt feststellte. Modernere Ergebnisse dieses sogenannten *Farblängsfehlers* sind zusammengefasst in Fig. 4-3 dargestellt. Sie ergeben zwischen 400 und 700 nm einen mittleren Unterschied der Brechkraft von 2.13 dpt. (Zur Messmethodik der chromatischen Aberration siehe Kap. 6.2.3; Resultate eigener Messungen werden Thema von Kap. 7.1 sein.) Eine mathematische Formulierung des in Fig. 4-3 dargestellten Zusammenhangs gibt folgende Gleichung mit  $a_c(\lambda)$  als Farblängsfehler in dpt und  $\lambda$  in nm (abgeändert nach Flitcroft<sup>63</sup>):

$$a_c(\lambda) = 1.027 - \exp\left(\frac{583-\lambda}{184}\right) \quad (4.7)$$

Der Farblängsfehler scheint individuell unterschiedlich stark vom Akkommodationszustand abzuhängen<sup>64</sup>; die Abweichung beträgt je nach Person bis zu  $\pm 0.5$  dpt. Einzelne Arbeiten berichten über eine systematische Abhängigkeit

---

<sup>60</sup> DE GROOT S.G., GEBHARDT J.W.: Pupil size as determined by adapting luminance. J. Opt. Soc. Am. V42 (1952) P492-495.

<sup>61</sup> NEWTON I.: Opticks. 4. Ed., Book I, Part 2, Prop. VIII (1730). Reprint: Bell London (1931) P165.

<sup>62</sup> YOUNG T.: An account of some cases of the production of colors, not hitherto described. Phil. Trans. Roy. Soc. London V92 (1802) P387.

<sup>63</sup> FLITCROFT D.I.: The interactions between chromatic aberration, defocus and stimulus chromaticity: Implications for visual physiology and colorimetry. Vision Res. V29 N3 (1989) P349-360.

<sup>64</sup> COOPER D.P., PEASE P.L.: Longitudinal Chromatic Aberration of the Human Eye and Wavelength in Focus. Am. J. Optom. Physiol. Opt. V65 (1988) P99-107.



der chromatischen Aberration vom Alter<sup>65</sup>; andere Untersuchungen mit mehreren verschiedenen Messverfahren<sup>66,67</sup> konnten sie aber nicht bestätigen.

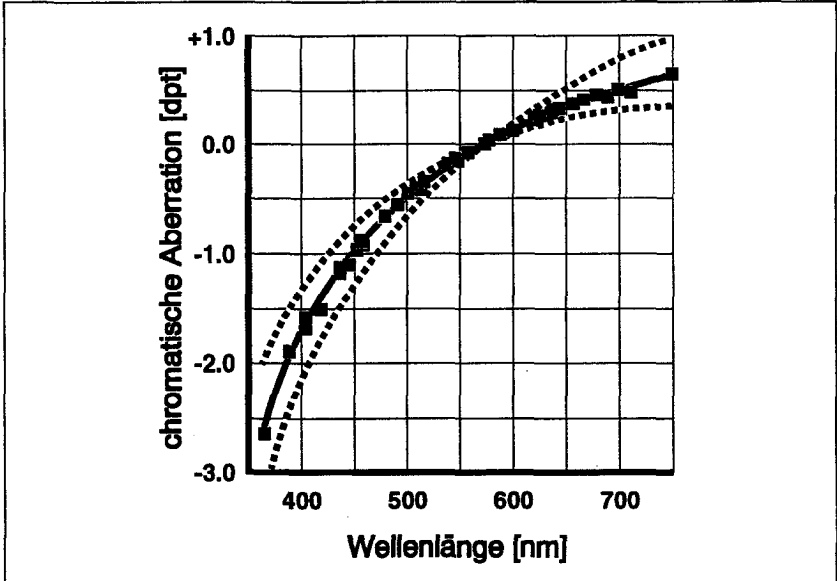


Fig. 4-3: Chromatische Aberration des Auges nach fünf verschiedenen Quellen<sup>68</sup>. Die Ordinate stellt die notwendige Akkommodationsänderung dar, um die chromatische Aberration bezüglich der Wellenlänge 578 nm zu kompensieren. Die gepunkteten Linien bezeichnen die interindividuellen Streuungen<sup>69</sup>.

Zusätzlich zum Farblängsfehler kann auch ein sogenannter *Farbquerfehler* in Erscheinung treten: Licht verschiedener Wellenlängen wird nicht nur in verschiedene Distanzen, sondern auch seitlich versetzt auf die Netzhaut projiziert. Das bedeutet, dass für die in Kap. 4.1.2 eingeführte Phase  $\varphi$  eine wellenlän-

<sup>65</sup> MORDI J.A., ADRIAN W.K.: Influence of age on chromatic aberration of the human eye. Am. J. Optom. Physiol. Opt. V62 N12 (1985) P864-869.

<sup>66</sup> HOWARTH P.A., ZHANG X.X., BRADLEY A., STILL D.L., THIBOS L.N.: Does the chromatic aberration of the eye vary with age? J. Opt. Soc. Am. A V5 N12 (1988) P2087-2092.

<sup>67</sup> MORRELL A., WHITEFOOT H.D., CHARMAN W.N.: Ocular chromatic aberration and age. Ophthalmic Physiol. Opt. V11 N4 (1991) P385-390.

<sup>68</sup> CHARMAN W.N.: Optics of the human eye. In: Vision and visual dysfunction, Ed. Cronly-Dillon J.R.; MacMillan Press London V1 (1991) P15.

<sup>69</sup> BEDFORD R.E., WYSZECKI G.: Axial Chromatic Aberration of the Human Eye. J. Opt. Soc. Amer. V47 (1957) P564-565.

genabhängige Veränderung resultiert. Die Wirkung ist grösser für peripheres Sehen oder für eine nicht zentrierte Lichtpupille. Weil die optische Achse des Auges horizontal einen Winkel von ca.  $5^\circ$  zur Blickrichtung einnimmt<sup>70</sup> oder weil der Stiles-Crawford-Effekt nicht immer zentralsymmetrisch zur Pupille ist<sup>71</sup>, entsteht ein Farbquerfehler auch für zentral durch die Pupille auf die Fovea fallendes Licht. Dieser Farbquerfehler kann mit horizontal liegenden Gittern vermieden werden. Beim binokularen Sehen bewirkt die seitliche, gegenläufige Verschiebung der Retinabilder eine Disparität. Die dadurch entstehende wellenlängenabhängige Tiefenwahrnehmung heisst *Chromostereopsis*<sup>72,73</sup>.

Für natürliches Sehen gering ist der sogenannte *Farbvergrößerungsfehler*. Er bewirkt im Vergleich zu den kurzwelligen, eine Vergrößerung der langwelligen Bildanteile und damit eine Veränderung der in Kap. 4.1.2 eingeführten Ortsfrequenz  $f$ . Unter natürlichen Bedingungen entsteht für extreme Wellenlängen ein Grössenunterschied von nur etwa 0.8%<sup>74</sup>. Wenn eine künstliche Pupille verwendet wird, welche nicht in der Ebene der natürlichen Pupille (genauer im objektseitigen Knotenpunkt des Auges) liegt, kann der Farbvergrößerungsfehler bedeutender werden.

Für Akkommodation unter natürlichen Bedingungen ist in erster Linie der Farblängsfehler von Bedeutung. Monokulare, statische Untersuchungen zeigten, dass der Farbquerfehler keine Wirkung auf die Akkommodation hat<sup>75</sup>. Die Antwort auf die Frage, ob Chromostereopsis einen Einfluss hat, bleibt weiteren Untersuchungen vorbehalten. Um Farbquer- und Farbvergrößerungsfehler unter Versuchsbedingungen zu vermeiden, muss darauf geachtet werden, dass künstliche Pupillen zentriert und in der Ebene der natürlichen Pupille (genauer im objektseitigen Knotenpunkt des Auges) sind. Ist das der Fall, kann davon ausgegangen werden, dass sich bei einer Abbildung von horizontalen Sinusgittern weder Phase noch Ortsfrequenz verändern, sondern nur die Modulation.

---

70 THIBOS L.N.: Calculation of the influence of lateral chromatic aberration on image quality across the visual field. *J. Opt. Soc. Am. A* V4 N8 (1987) P1673-1680.

71 OWENS D.A., LEIBOWITZ H.W.: Chromostereopsis with small pupils. *J. Opt. Soc. Am. V65* N3 (1975) P358-359.

72 SUNDET J.M.: The effect of pupil size variations on the colour stereoscopic phenomenon. *Vision Res. V12* (1972) P1027-1032.

73 ALLEN R.C., RUBIN M.L.: Chromostereopsis. *Surv. ophthalmol. V26* (1981) P22-27.

74 THIBOS L.N., BRADLEY A., ZHANG X.: Effect of ocular chromatic aberration on monocular visual performance. *Optom. Vis. Sci. V68* N8 (1991) P599-607.

75 BOBIER W., CAMPBELL M.C.W., HUNCH M.: The influence of chromatic aberration on the static accommodative response. *Vision Res. V32* N5 (1992) P823-832.

### 4.2.3 Modulationsübertragung für monochromatisches Licht

Um den Abbildungsvorgang mathematisch zu beschreiben, wird ein sogenanntes *schematisches Auge* verwendet. Die Ende des 19. Jahrhunderts in grosser Zahl durchgeführten Messungen an Augen ermöglichten es Helmholtz und dem späteren schwedischen Nobelpreisträger Allvar Gullstrand (1862-1930) ein schematisches Augenmodell mit vier brechenden Flächen aufzustellen<sup>76</sup>, welches – von Le Grand verbessert<sup>77</sup> – noch heute für einfache Berechnungen in Gebrauch ist. Die vier Flächen entsprechen der Hornhautvorder- und -rückseite sowie der Linsenvorder- und -rückseite. Das Modell ergibt jedoch falsche Werte für die Aberrationen des Auges und liefert nur Angaben für zwei Akkommodationszustände.

Weitere Verbesserungen des Gullstrand-Le Grand-Auges berücksichtigen beispielsweise den schalenförmigen Aufbau der Augenlinse (Kap. 3.1) mit einem Gradientenindex<sup>78</sup> oder die sphärische Aberration des Auges durch Verwenden asphärischer Flächen<sup>79</sup>. Das zuletzt genannte *Modellauge* von Navarro et al. wurde in dieser Arbeit für eigene Berechnungen eingesetzt, weil es sowohl die Akkommodation als auch die mittlere chromatische und sphärische Aberration einigermaßen realitätsnah wiedergibt. Modellauge und Berechnung werden in Anhang 12.1 beschrieben. Die Ergebnisse der Berechnungen sind Thema dieses Kapitels. Sie sind für Abbildungen in der Nähe der Fovea gültig, nicht aber zur Beschreibung des peripheren Sehens. Wie Anhang 12.4 zeigt, kann für die Akkommodation jedoch angenommen werden, dass sich die wirksamsten Rezeptoren nicht in der Peripherie befinden.

In der Praxis der angewandten Optik wird zur Beschreibung der Wirkung eines optischen Systems, insbesondere des Auges, die *Modulationsübertragungsfunktion* (= MTF von englisch "modulation transfer function") verwendet. Sie gibt die durch die Optik bewirkte Verminderung  $T_0$  der Modulation  $m_0$  eines Sehobjekts mit der Ortsfrequenz  $f$  in Abhängigkeit der *Defokussierung*  $\Delta a$ , der Wellenlänge  $\lambda$  und der Pupillenweite  $D_p$  an. (Die Werte der Übertragungs-

---

<sup>76</sup> GULLSTRAND A.: Appendix in H. von Helmholtz "Physiologische Optik" Band 1; Voss Hamburg 3.Auflage (1909) P299.

<sup>77</sup> LE GRAND Y., EL HAGE S.G.: Physiological optics. Springer-Verlag (1980) P88-90.

<sup>78</sup> BLAKER J.W.: Toward an adaptive model of the human eye. J. Opt. Soc. Am. V70 N2 (1980) P220-223.

<sup>79</sup> NAVARRO R., SANTAMARÍA J., BESCÓS J.: Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. J. Opt. Soc. Am. A V2 N8 (1985) P1273-1281.

funktion sind die Eigenwerte der als lineares Filter wirkenden Optik.) Die resultierende Modulation  $m_r$  auf der Retina ist dann:

$$m_r(\Delta a, f, \lambda, D_p) = T_o(\Delta a, f, \lambda, D_p) \cdot m_o(f) \quad (4.8)$$

$\Delta a$  wird in dieser Arbeit auf diejenige Akkommodationseinstellung bezogen, welche sich mit einer Pupillenweite von 3 mm für ein Sinusgitter mit  $4.8 \text{ p}^\circ$  und monochromatischem Licht der Wellenlänge 578 nm bei maximaler Modulation auf der Retina ergibt. Die gewählte Bezugs-Pupillenweite von 3 mm und die Bezugs-Ortsfrequenz von  $4.8 \text{ p}^\circ$  sind diejenigen, welche in den Messungen zur Anwendung gelangten. Die Bezugs-Wellenlänge 578 nm ist auf die Festlegung der chromatischen Aberration gemäss (4.7) zurückzuführen. Der Istwert der Akkommodation für einen Reiz in Distanz  $d$  (in dpt) beträgt daher:

$$a_{\text{ist}} = d + \Delta a \quad (4.9)$$

Für  $f = 0$  gilt  $T_o = 1$ . Für  $f \neq 0$  wird  $T_o$  von der Lichtbeugung an der Pupille und den monochromatischen Aberrationen des Auges beeinflusst. Modulationen mit Ortsfrequenzen, welche eine *beugungsbedingte Grenzfrequenz*  $f_{\text{max}}$  übersteigen, überträgt das optische System nicht mehr. Ist die Weite der Eintrittspupille  $D_p$  (in mm) und die Wellenlänge  $\lambda$  (in nm), gilt für  $f_{\text{max}}$  (in  $\text{p}^\circ$ ):

$$f_{\text{max}} = \frac{D_p}{\lambda} \cdot \frac{\pi}{180} \cdot 10^6 \quad (4.10)$$

Für eine Pupille mit 2 mm Durchmesser und eine Wellenlänge von 578 nm ergibt sich für das Auge beispielsweise eine beugungsbedingte Grenzfrequenz von rund  $60 \text{ p}^\circ$ . Bei zunehmender Pupillenweite müsste sie gemäss (4.10) weiter zunehmen, infolge der zunehmenden Aberrationen nimmt die *tatsächliche Grenzfrequenz* und mit ihr auch  $T_o(f)$  ab, wie in Fig. 4-4 anhand psychophysischer Untersuchungen zu erkennen ist. Objektive Messverfahren verwenden auf der Retina ausgemessene und umgerechnete Linienbilder<sup>80</sup>. Das so erhaltene  $T_o(f)$  ist jedoch infolge retinaler Lichtstreuung geringer.

Fig. 4-5 bis 4-7 zeigen die im Rahmen dieser Arbeit gemäss Anhang 12.1 am Modellauge berechneten Wirkungen der Defokussierung  $\Delta a$  (inklusive sphärische Aberration und Stiles-Crawford-Effekt) auf die Modulationsübertragung. Positive Defokussierung bedeutet in den Figuren verstärkte Nahakkommodation. Negative Modulationsübertragung bedeutet Kontrastumkehr bzw. Phasenverschiebung um  $\varphi_r = \pi$ .

---

<sup>80</sup> CAMPBELL F.W., GUBISCH R.W.: Optical quality of the human eye. J. Physiol. V186 (1966) P558-578.

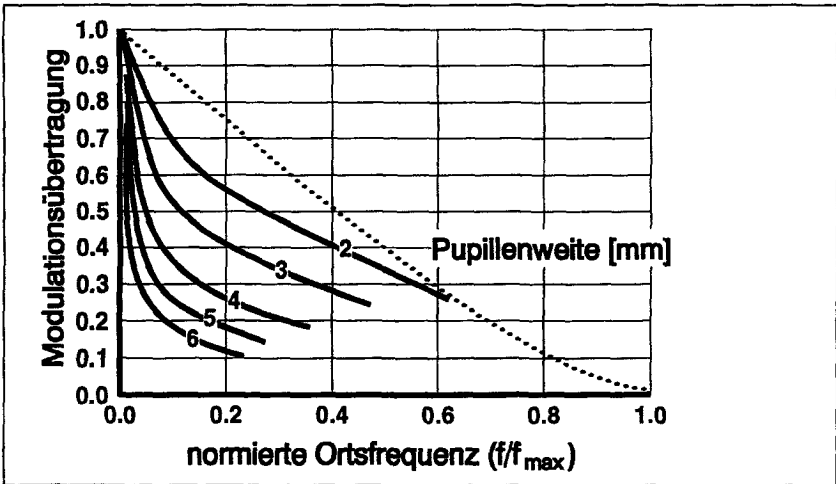


Fig. 4-4: Psychophysisch gemessene Modulationsübertragungen (nach Campbell und Green<sup>81</sup>) für das im Fernpunkt fokussierte Auge mit unterschiedlicher Pupillenweite bei einer Wellenlänge von  $530 \pm 30$  nm. Die gepunktete Linie gilt für den aberrationsfreien, beugungsbegrenzten Fall.

Wie in Fig. 4-5 gezeigt, befindet sich der Punkt bester Fokussierung nicht für alle Pupillenweiten beim selben Akkommodationszustand. Nimmt die Pupillenöffnung zu, wird das Auge infolge sphärischer Aberration kurzsichtiger. Bei Pupillenweiten um 3 mm ist die optische Qualität des fokussierten Auges am besten. Die Übertragungskurven verschieben sich gemäss der chromatischen Aberration mit der Wellenlänge (Fig. 4-7). Da sich die sphärische Aberration mit zunehmender Akkommodation verringert<sup>82,83,84</sup>, sind die Kurven asymmetrisch.

Im nächsten Kapitel soll für polychromatisches Licht der Ort der Modulationsmaxima näherungsweise berechnet werden. Das erfordert eine Gleichung, welche die Übertragungskurven  $T_0$  der Fig. 4-7 für Werte  $> 0.6$  beschreibt.

<sup>81</sup> CAMPBELL F.W., GREEN D.G.: Optical and retinal factors affecting visual resolution. J. Physiol. V181 (1965) P576-593.

<sup>82</sup> IVANOFF A.: About the spherical aberration of the eye. J. Opt. Soc. Am. V46 (1956) P901-903.

<sup>83</sup> BERNY F.: Etude de la formation des images rétiniennees et détermination de l'aberration de sphéricité de l'oeil humain. Vision Res. V9 (1969) P977-990.

<sup>84</sup> ATCHISON D.A., COLLINS M.J., WILDSOET C.F.: Ocular aberrations and accommodation. In: Ophthalmic and Visual Optics Technical Digest V3 (1992) P55-58.

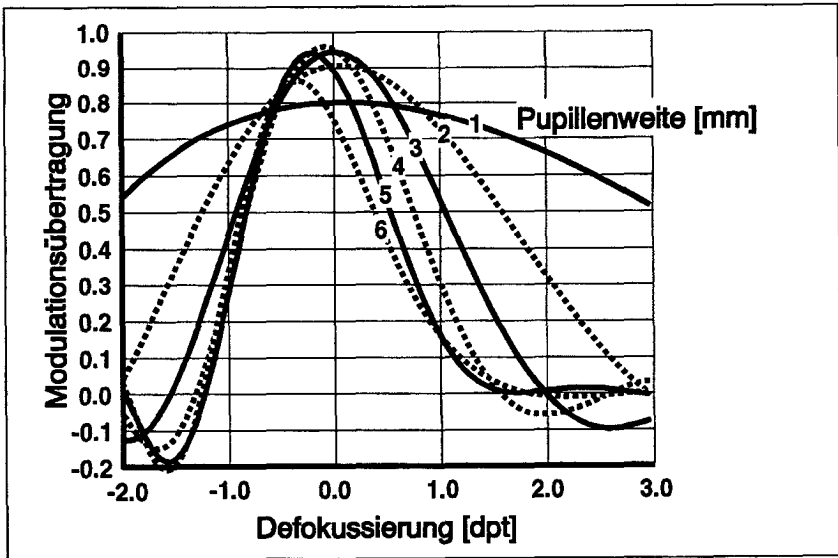


Fig. 4-5: Berechnete photopische Modulationsübertragungen für einzelne Pupillenweiten bei Ortsfrequenz  $4.8 \text{ p}^\circ$ , Wellenlänge  $578 \text{ nm}$  und fester Objektdistanz in Abhängigkeit der Augenlinsendefokussierung (bezogen auf  $3 \text{ mm}$  Pupillenweite).

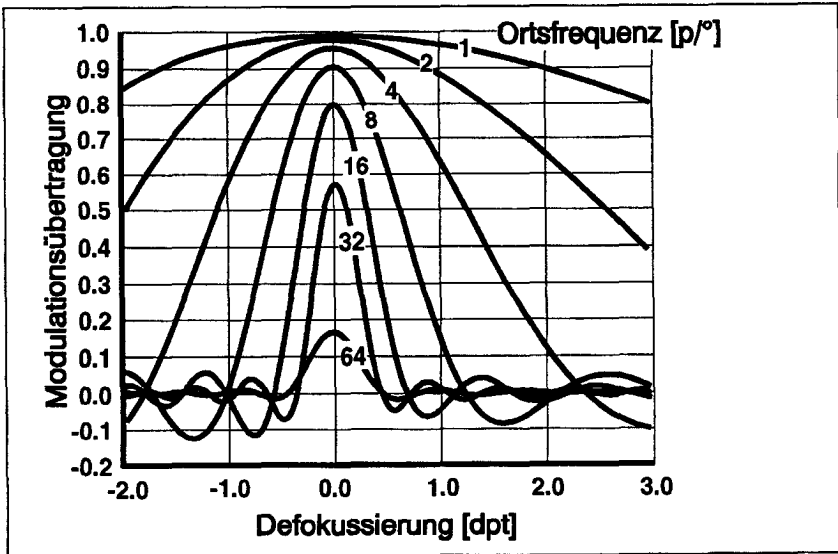


Fig. 4-6: Berechnete Modulationsübertragungen für einzelne Ortsfrequenzen bei Pupillenweite  $3 \text{ mm}$ , Wellenlänge  $578 \text{ nm}$  und fester Objektdistanz in Abhängigkeit der Augenlinsendefokussierung.

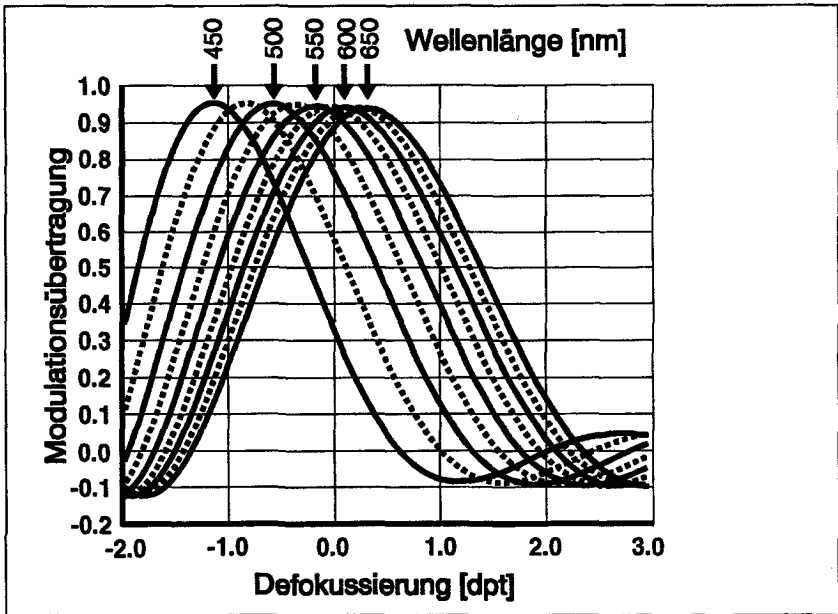


Fig. 4-7: Berechnete Modulationsübertragungen für einzelne Wellenlängen bei Ortsfrequenz  $4.8 \text{ p}^\circ$ , Pupillenweite 3 mm und fester Objektdistanz in Abhängigkeit der Augenlinsendefokussierung (bezogen auf die Wellenlänge 578 nm).

Dazu diene eine *parabolische Näherung* mit der Ortsfrequenz  $f$  in  $\text{p}^\circ$  und der Defokussierung  $\Delta a$  in dpt:

$$T_O(\Delta a, f, \lambda) \approx T_{O, \max}(f, \lambda) - k^2 \cdot f^2 \cdot [\Delta a - a_c(\lambda)]^2 \quad (4.11)$$

Wegen der sphärischen Aberration kann die Abhängigkeit von  $D_p$  nicht in einfacher Form berücksichtigt werden. Für  $D_p = 3 \text{ mm}$  ist mit  $k = 0.13$  eine einigermaßen gute Übereinstimmung mit Fig. 4-7 und für  $f < 16 \text{ p}^\circ$  auch mit Fig. 4-6 zu erreichen. Für die nachfolgende Verwendung von (4.11) ist der genaue Wert von  $k$  unwesentlich. Es muss aber berücksichtigt werden, dass die parabolische Näherung wie erwähnt nur für  $T_O > 0.6$  gilt.  $T_{O, \max}(f, \lambda)$  verringert sich insbesondere bei hohen Ortsfrequenzen mit zunehmender Wellenlänge, da sich  $f_{\max}$  verkleinert. Für  $f = 4.8 \text{ p}^\circ$ , wie es in den Messungen verwendet wurde, ist diese Verringerung vernachlässigbar. Die chromatische Aberration  $a_c(\lambda)$  nach (4.7) bewirkt eine weitere Wellenlängenabhängigkeit von  $T_O$ .

Die Form der dargestellten Übertragungskurven ist für die Akkommodationsregelung von wesentlicher Bedeutung. Man betrachte Fig. 4-6 und nehme an, das Auge sei zu Beginn um  $+2.0 \text{ dpt}$  defokussiert. Für ein Sinusgitter mit Orts-

frequenz  $2 p^\circ$  ändert sich die Akkommodation dann Richtung Kurvenmaximum. Das heisst, die Modulation auf der Retina wird maximiert. Bei  $1 p^\circ$  ist derselbe Akkommodationssollwert vorhanden, doch wird die Regelung infolge geringerer Kurvensteigung weniger wirksam sein. Die tonische Akkommodation vergrössert dadurch den Einstellfehler (Kap. 3.4). Das bedeutet, dass bei niedrigeren Ortsfrequenzen die Toleranz für Defokussierung und damit die Schärfentiefe grösser ist. Dies konnte auch psychophysisch nachgewiesen werden<sup>85</sup>. Neben den für das natürliche Sehen und für die Akkommodation wichtigen Hauptmaxima entstehen bei periodischen Sehzeichen Nebenmaxima bzw. bei Kontrastumkehr Nebenminima, welche die sogenannte *Scheinauflösung* erzeugen. Diese kann Messungen der Akkommodation möglicherweise verfälschen. (Eigene Messergebnisse dazu werden Thema von Kap. 7.2 sein; Kap. 6.2.3 wird die verwendete Messmethodik beschreiben.)

Bei einem Sinusgitter mit  $16 p^\circ$  liegt zu Beginn die retinale Modulation unterhalb der in Kap. 5.3.1 noch zu beschreibenden absoluten Schwelle und liefert daher keine Möglichkeit einer Akkommodationsregelung. Erst wenn sich die Akkommodation im überschwelligen Bereich befindet, kann die Regelung einsetzen. Dieser je nach Sehzeichengrösse und -modulation unterschiedlich grosse Bereich dürfte mit dem in Kap. 3.4 erwähnten Bereich von  $2 \text{ dpt}$  übereinstimmen, innerhalb welchem der Akkommodationsreflex (dort für eine vertikale Linie) wirksam ist; er soll daher *Arbeitsbereich des Akkommodationsreflexes* genannt werden. Die Akkommodation gelangt in diesen Bereich, wenn mindestens einer der vier folgenden Punkte zutrifft:

- Es existieren zusätzlich kleinere Ortsfrequenzen mit grösserem Arbeitsbereich.
- Der Bereich wird durch willentlich induzierte Akkommodation gefunden.
- Die sich einstellende Ruhelage befindet sich innerhalb des Arbeitsbereichs.
- Die Pupille verengt sich wie beim Nahreflex und vergrössert dadurch den Arbeitsbereich.

#### 4.2.4 Modulationsübertragung für polychromatisches Licht

Einfache Überlegungen zeigen, dass aus den Definitionen (4.1) und (4.4a) die retinale Modulation  $m_r(\Delta a, f)$  für polychromatisches Licht wie folgt berechnet werden kann:

---

<sup>85</sup> LEGGE G.E., MULLEN K.T., WOO G.C., CAMPBELL F.W.: Tolerance to visual defocus. J. Opt. Soc. Am. A V4 N5 (1987) P851-863.



$$m_r(\Delta a, f) = \frac{\int V_a(\lambda) \cdot L_{em}(\lambda) \cdot m_r(\Delta a, f, \lambda) \cdot d\lambda}{\int V_a(\lambda) \cdot L_{em}(\lambda) \cdot d\lambda} \quad (4.12)$$

Die Integrationen erstrecken sich über den sichtbaren Wellenlängenbereich;  $L_{em}(\lambda)$  ist die mittlere spektrale Strahldichte des Sehobjekts (Kap. 4.1.1). Wenn  $m_r$  die akkommodationswirksame Modulation ist, hat  $V_a(\lambda)$  die Bedeutung einer *spektralen Akkommodationsempfindlichkeit*. Eigene Messungen dieser Empfindlichkeit sind ein Hauptziel dieser Arbeit. (Die gemäss der Methodik von Kap. 6.2.4 erhaltenen Ergebnisse werden in Kap. 7.8 dargestellt.)

Für Untersuchungen der Sehschärfe bei polychromatischem Licht wurden von Campbell und Gubisch<sup>86</sup> anstatt  $V_a(\lambda)$  die von Stiles<sup>87</sup> definierten und gemessenen Empfindlichkeiten  $\pi_4$  und  $\pi_5$  eingesetzt; für die Bestimmung von Farbverschiebungen bei polychromatischen Sinusgittern verwendet Flitcroft<sup>88</sup> farbmetrische Kombinationen der drei spektralen Zapfenempfindlichkeiten. Die Farbverschiebungen äussern sich durch eine wahrnehmbare Färbung der dunklen Halbperioden. Wird beispielsweise gemäss Fig. 4-7 ein bichromatisches Sinusgitter mit 4.8 p/° und den Wellenlängen 475 und 650 nm bei einer Defokussierung von +1 dpt präsentiert, beträgt die Modulation für 650 nm 75%, für 475 nm jedoch 0%. Der 475 nm-Anteil ist somit unmoduliert und daher gleichmässig über das stark modulierte Gitter des 650 nm-Anteils verteilt. Er erscheint dadurch in den dunklen Halbperioden als Blautönung. Auch eine Rottönung der hellen Halbperioden ist denkbar. Bei anderen polychromatischen Sehzeichen entstehen durch die unscharfe Abbildung einzelner Wellenlängen farbige Ränder (Fig. 3-5 von Kap. 3.5), welche sich aber beim natürlichen Sehen durch Adaptationsprozesse der bewussten Wahrnehmung entziehen. Dennoch werden sie neuronal übertragen und bieten daher wie die Tönung der dunklen Halbperioden bei Sinusgittern die in Kap. 3.5 erwähnte hypothetische Möglichkeit der Vorzeichendetektion der Defokussierung.

Häufig wird  $V(\lambda)$  anstelle von  $V_a(\lambda)$  gesetzt; (4.12) beschreibt in diesem Fall die Modulation der retinalen Beleuchtungsstärke; der Nenner hat dann gemäss

---

<sup>86</sup> CAMPBELL F.W., GUBISCH R.W.: The effect of chromatic aberration on visual acuity. J. Physiol. V192 (1967) P345-358.

<sup>87</sup> STILES W.S.: Mechanisms of colour vision. Academic Press London (1978).

<sup>88</sup> FLITCROFT D.I.: The interactions between chromatic aberration, defocus and stimulus chromaticity: Implications for visual physiology and colorimetry. Vision Res. V29 N3 (1989) P349-360.

Definition (4.1) bis auf eine Konstante die Bedeutung der mittleren Leuchtdichte  $L_m$  des Sehobjekts. Fig. 4-8 zeigt dazu einige berechnete Beispiele.

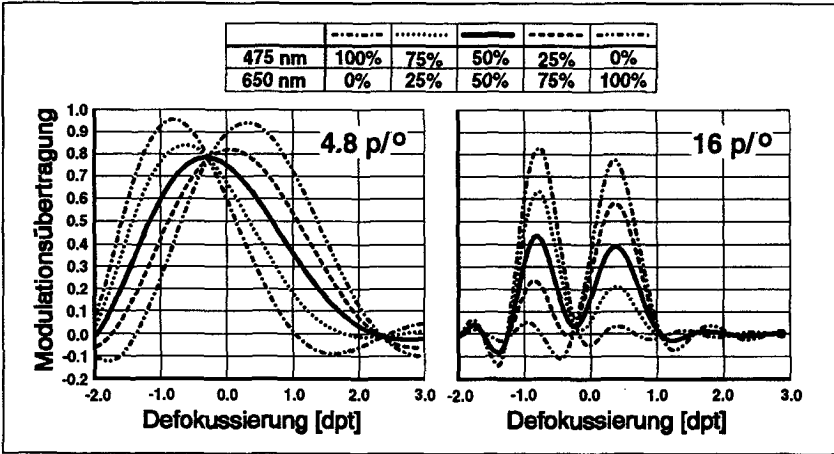


Fig. 4-8: Nach (4.12) berechnete Modulationsübertragungen für bichromatisches Licht mit verschiedenen Leuchtdichteanteilen der Wellenlängen 475 nm und 650 nm bei Ortsfrequenzen von 4.8 p/° (links) und 16 p/° (rechts) in Abhängigkeit der Augenlinsendefokussierung. Bei 4.8 p/° verschiebt sich das Modulationsmaximum mit zunehmendem Anteil von 650 nm kontinuierlich, aber gemäss (4.13) nicht linear zu grösseren Akkommodationswerten.

Im folgenden sei angenommen, dass sich der *Akkommodations Sollwert*  $a_{soll}$  bei der maximalen Modulation befindet. Bei bestimmten spektralen Mischungen und hohen Ortsfrequenzen können zwei Sollwerte existieren (Fig. 4-8 rechts). Bei 4.8 p/° hingegen ist im sichtbaren Wellenlängenbereich wegen der im Vergleich zur chromatischen Aberration breiten Kurven, nur mit einem Hauptmaximum zu rechnen (Fig. 4-8 links). Kap. 9.3.1 wird zeigen, in welchen Fällen ein doppeltes Hauptmaximum entstehen kann. Bei Messwerten entspricht der Ort des Maximums dem *Erwartungswert der Akkommodation*, falls die Sehzeichendistanz ungefähr der Akkommodationsruhelage entspricht und dadurch die tonische Akkommodation keine Verschiebung verursacht (Kap. 3.4). Indem die parabolische Näherung angewandt wird, kann die Akkommodationsantwort auf bichromatische Sehzeichen und daraus nach der in Kap. 7.8 beschriebenen Methode die spektrale Akkommodationsempfindlichkeit experimentell bestimmt werden. Durch Einsetzen von (4.8) und (4.11) in (4.12) (unter Vernachlässigung der geringen  $\lambda$ -Abhängigkeit von  $T_{o,max}$  bei 4.8 p/°), Differenzieren nach  $\Delta a$  und Nullsetzen erhält man für den Ort des Modulationsmaximums:

$$a_{\text{korr}} = \frac{\int V_a(\lambda) \cdot L_{\text{em}}(\lambda) \cdot a_c(\lambda) \cdot d\lambda}{\int V_a(\lambda) \cdot L_{\text{em}}(\lambda) \cdot d\lambda} \quad (4.13)$$

und damit den Akkommodationswert für einen Reiz in Distanz  $d$  (in dpt):

$$a_{\text{soll}} = d + a_{\text{korr}} \quad (4.14)$$

$a_{\text{korr}}$  entspricht der Akkommodationskorrektur der Reiz-Antwort-Gleichung (3.2) in Kap. 3.4 für polychromatisches Licht. Eine Berechnung von (4.13) zur Auswertung der Messergebnisse für bichromatisches Licht (wie z.B. in Fig. 4-8) wird in Kap. 7.3 erfolgen. Ersetzt man in (4.13)  $a_c(\lambda)$  durch (4.7), lässt sich alternativ eine *äquivalente Wellenlänge*  $\lambda_{\text{äq}}$  berechnen, die denselben Sollwert ergäbe, wenn sie als monochromatische Sehobjektbeleuchtung verwendet würde. Wiederum bei Abwesenheit einer Verschiebung durch die tonische Akkommodation, entspricht  $\lambda_{\text{äq}}$  der "eingestellten Wellenlänge" gemäss Kap. 3.4. Wird in (4.13) links (4.7) eingesetzt und umgeformt, ergibt sich:

$$\lambda_{\text{äq}} := (-184) \cdot \ln \left( \frac{\int V_a(\lambda) \cdot L_{\text{em}}(\lambda) \cdot \exp\left(\frac{-\lambda}{-184}\right) \cdot d\lambda}{\int V_a(\lambda) \cdot L_{\text{em}}(\lambda) \cdot d\lambda} \right) \quad (4.15)$$

(4.13) und (4.15) sind unabhängig von der Ortsfrequenz und der Konstanten  $k$  in (4.11); sie gelten aber nur, wenn die parabolische Näherung gültig ist. Die Fälle, in denen mehr als ein Modulationsmaximum vorhanden ist, erfasst die parabolische Näherung nicht. Jedoch lässt sich auch dann (4.13) als Rechenvorschrift für den Erwartungswert der Akkommodation und damit als Mittelwert aus mehreren Akkommodationsmessungen auffassen. Dies gilt wiederum, falls die tonische Akkommodation keine systematische Verschiebung bewirkt und damit Ursache für eine Bevorzugung des einen oder anderen Maximums ist.

## 5. Retinale Verarbeitung visueller Information

*Ziel dieses Kapitels* ist, die neuronale Verarbeitung des Akkommodationsreizes darzustellen. Das heisst, es sollen die *Eigenschaften des Akkommodationsreglers* gezeigt werden, welche aufgrund heute bekannter Zusammenhänge über den Sehvorgang zu vermuten sind. Diese begründen die in Kap. 6. und 7. beschriebenen experimentellen Untersuchungen. Wie die Rezeptoren Licht detektieren, das heisst, wie sie spektrale Zusammensetzung und Intensitätsinformation des Sehobjektbildes verarbeiten, wird in Kap. 5.1 dargestellt. Danach folgt in Kap. 5.2 eine Beschreibung der in den Ganglienzellen der Retina stattfindenden ersten Verarbeitung der Ortsinformation aufgrund der Struktur rezeptiver Felder. In Kap. 5.3 liefern die Antworten dieser Zellen die Grundlage für die dort diskutierten Modelle des Akkommodationsreglers. Zusammenfassungen stehen jeweils am Anfang von Kap. 5.1, Kap. 5.2 bzw. Kap. 5.3.

### 5.1 Arbeitsweise der Retinarezeptoren

In Kap. 4.2 wurde davon ausgegangen, dass für die Akkommodationsregelung eine einzige spektrale Empfindlichkeitskurve existiert. Es ist jedoch bekannt, dass für das Tagsehen (photopisches Sehen) in der Retina drei Rezeptorsysteme (B-, G- und R-Zapfen) mit unterschiedlichen spektralen Empfindlichkeiten existieren. *Ziel dieses Kapitels* ist daher zu zeigen, wie die spektrale Lichtintensität auf der Retina in neuronale Signale übergeht. Dabei interessiert im Zusammenhang mit der Akkommodationsregelung nicht der chemische oder elektrische Vorgang, sondern vielmehr die schrittweise Veränderung bzw. Verarbeitung der Bildinformation.

Da das B-Zapfensystem, wie in Kap. 5.1.1 gezeigt wird, eine geringe Häufigkeit aufweist, trägt es wenig zur Helligkeitswahrnehmung bei und ist möglicherweise auch für die Akkommodation von untergeordneter Bedeutung. Ein vierter Rezeptortyp (Stäbchen) welcher für das Nachtsehen (skotopisches Sehen) Verwendung findet, ist am Retinaort schärfsten Sehens (= *Fovea*) praktisch nicht vertreten, wodurch er für die Akkommodationsregelung ausscheidet. Die in Kap. 5.1.2 beschriebenen spektralen Zapfenempfindlichkeiten  $B(\lambda)$ ,  $G(\lambda)$  und  $R(\lambda)$  werden im kurzwelligen Bereich vom spektralen Transmissionsgrad der sogenannten Makulapigmentierung mitbestimmt. Dies beeinflusst jedoch nicht die Tatsache, dass bei etwa 570 nm  $G(\lambda)$  und  $R(\lambda)$  gleich empfindlich sind, was in Kap. 5.2 eine wesentliche Rolle spielen wird.

Wie aus drei spektralen Empfindlichkeiten eine einzige werden kann, hängt von der in Kap. 5.1.1 beschriebenen relativen Häufigkeit der Rezeptoren ab, sowie von der Art der späteren Verarbeitungsschritte. In Kap. 5.1.2 wird anhand der  $V(\lambda)$ -Funktion gezeigt, dass dies durch eine einfache Linearkombination der drei Zapfempfindlichkeiten erfolgen kann. Vereinfacht gesagt, trägt jedes Zapfensystem gemäss seiner Häufigkeit einen Anteil zur Linearkombination bei. Dieses Resultat mag erstaunen, ist doch bekannt, dass praktisch alle Nervenzellen nichtlineares Verhalten aufweisen. Tatsächlich ist die  $V(\lambda)$ -Funktion nur für zwei Spezialfälle gültig: Als Ergebnis flimmerspektrophotometrischer Messungen und als spektrale Empfindlichkeit der Sehschärfe. Im ersten Fall findet die Linearkombination vor der ersten Nichtlinearität statt; im zweiten Fall bringen neuronale Vorgänge (Adaptationsprozesse) den Arbeitspunkt der Rezeptoren bzw. der Nervenzellen in einen relativ linearen Bereich ihrer Reiz-Antwort-Kurve. Der zweite Spezialfall scheint im täglichen Leben der Normalfall zu sein und ist für die Akkommodationsregelung von Bedeutung.

Aus diesem Grund wird in Kap. 5.1.3 ausführlich auf die Adaptation der Zapfen eingegangen. Es zeigt sich, dass schnelle Leuchtdichteänderungen, wie sie beim visuellen Abtasten der Modulation eines Sehobjekts stattfinden, eine annähernd lineare Übertragung erwarten lassen. Langsame Leuchtdichteänderungen jedoch, wie sie beispielsweise abends beim Eindunkeln vorkommen, ergeben eine dazu nichtlineare Wahrnehmung der Helligkeit. Die langsamen Änderungen bewirken aber die erwähnte Arbeitspunktanpassung für die Übertragung schneller Änderungen. Aus dem in Kap. 5.1.3 entwickelten Formelsatz können Messergebniskorrekturen durchgeführt werden, wenn beispielsweise bei farbigen Sehobjekten R- und G-Zapfen nicht auf gleiche Lichtstärke adaptiert sind. Ausserdem dient Kap. 5.1.3 auch zur Veranschaulichung der Adaptation von anderen Nervenzellen, welche Thema von Kap. 5.2 sein werden.

### 5.1.1 Rezeptoren der Retina und ihre relative Häufigkeit

Der erste Schritt der Bildverarbeitung besteht in der Absorption von Licht durch *Photopigmente*, welche sich an der Rückseite der Retina in sogenannten *Stäbchen* und drei verschiedenen Typen von *Zapfen* befinden. Die Stäbchen sind weitgehend für das *skotopische Sehen* (Nachtsehen) und die Zapfen für das *photopische Sehen* (Tagsehen) geeignet. (Über die Verteilung der Rezeptoren auf der Retina siehe Anhang 12.4.) Da ein Sehobjekt im skotopischen Hel-

ligkeitsbereich als Akkommodationsreiz praktisch unwirksam ist<sup>89,90</sup>, kann davon ausgegangen werden, dass die Stäbchen nicht zur Steuerung des Akkommodationsreflexes beitragen. Dies zeigte sich auch in einer Arbeit, in welcher die Akkommodationsfähigkeit von Stäbchen-Monochromaten untersucht wurde<sup>91</sup>. Im folgenden wird daher die Wirkung der Stäbchen und damit der skotopische Leuchtdichtebereich aus den Betrachtungen ausgeschlossen.

Die drei Zapfentypen unterscheiden sich morphologisch kaum; ihr wichtigstes Unterscheidungsmerkmal ist die unterschiedliche spektrale Empfindlichkeit. Dabei haben die *R-Zapfen* im Bereich langer sichtbarer Wellenlängen, die *G-Zapfen* im mittleren Bereich und die *B-Zapfen* im Bereich kurzer Wellenlängen ihr Empfindlichkeitsmaximum. Allerdings sollte beachtet werden, dass es sich dabei trotz der Bezeichnung nicht um eigentliche Rot-, Grün- oder Blau-Rezeptoren handelt, weil die im Spektrum überlappenden Empfindlichkeiten dem *einzelnen* Rezeptor nicht erlauben, Information über die wahrgenommene Farbe eines Sehobjektes zu vermitteln. So reizen beispielsweise Wellenlängen aus dem als Grün wahrgenommenen Bereich des Spektrums auch den "Rot-Rezeptor".

Untersuchungen von George Wald<sup>92</sup>, welcher für seine Arbeiten zur Chemie und Physiologie des Sehprozesses 1967 den Nobelpreis erhielt, ergaben, dass das Zentrum der Fovea mit einem Durchmesser von 7'-8' Sehwinkel im allgemeinen keine B-Zapfen enthält. Dieses Gebiet ist etwas grösser als dasjenige des *Fixationspunkts*. Es besteht die Vermutung, dass bei den seltenen Fällen von Tritanopie dieser Bereich stark vergrössert ist und daher mit den üblicherweise fovealen Farbtestmethoden als Blaublindheit in Erscheinung tritt. Mit zunehmendem Abstand vom Foveazentrum nimmt die *B-Zapfendichte* bis 1° Exzentrizität auf 2'000 mm<sup>-2</sup> zu und danach wieder ab<sup>93</sup>. Die B-Zapfen steuern angesichts ihrer geringen Dichte (insbesondere in der zentralen Fovea) sicher nicht allein die Akkommodation. Ob sie überhaupt den Akkommodationsreflex

- 
- <sup>89</sup> ALPERN M., DAVID H.: Effects of illumination quantity on accommodation of the eyes. *Indust. Med. Surg.* V27 N11 (1958) P551-555.
- <sup>90</sup> TUCKER J., CHARMAN W.N.: Depth of focus and accommodation for sinusoidal gratings as a function of luminance. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* V63 N1 (1986) P58-70.
- <sup>91</sup> HEATH G.G.: Accommodative responses of totally colour-blind observers. *Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom.* V33 (1956) P457-465.
- <sup>92</sup> WALD G.: Blue-blindness in the normal fovea. *J. Opt. Soc. Am.* V57 N11 (1967) P1289-1303.
- <sup>93</sup> CASTANO J.A., SPERLING H.G.: Sensitivity of the blue-sensitive cones across the central retina. *Vision Res.* V22 (1982) P661-673.

beeinflussen, ist fraglich. Jedenfalls weisen die G- und die R-Zapfen auch im kurzwelligen Spektralbereich, bei welchem Akkommodation durchaus möglich ist<sup>94</sup>, eine nicht zu vernachlässigende Empfindlichkeit auf. Die Rolle der B-Zapfen für die Akkommodation wird im folgenden jeweils kurz erläutert, doch werden für theoretische Überlegungen nur die G- und R-Zapfen berücksichtigt.

Wie in Anhang 12.4 gezeigt wird, ist die Empfindlichkeit eines Zapfensystems im allgemeinen nicht direkt proportional zur Zapfendichte. Je nach Untersuchungsmethode weichen daher Angaben zur *relativen Zapfendichte* voneinander ab. In einem zentralen Bereich der Fovea von 2° Durchmesser jedoch, stimmen relative Zapfenanzahl<sup>95</sup> und relative Zapfensystem-Empfindlichkeit<sup>96</sup>  $N_B$ ,  $N_G$  und  $N_R$  weitgehend wie folgt überein:

$$N_B:N_G:N_R = 1:17:34 \quad (5.1)$$

Das Verhältnis von rund 2 : 1 zwischen relativer R- und G-Zapfenzahl variiert interindividuell zwischen 1.5 : 1 und 2.2 : 1. Das ergaben auch Untersuchungen bis 4° retinale Exzentrizität<sup>97</sup>. Als erste Näherung wird in dieser Arbeit davon ausgegangen, dass die Wirkung der R- und G-Zapfen auf die Akkommodationssteuerung ebenfalls im Verhältnis 2 : 1 erfolgt. Wie in den Kap. 5.1.3 und 5.2.3 gezeigt wird, erfährt dieses Verhältnis Modifikationen infolge Rezeptoradaptation und Zellhemmung; der genaue Wert hat jedoch keinen wesentlichen Einfluss auf die Auswertung der Messergebnisse von Kap. 7.

### 5.1.2 Spektrale Empfindlichkeit der Zapfen

Bei Betrachtungen über die spektrale Empfindlichkeit des Auges wird häufig bemerkt, dass das Maximum im Wellenlängenbereich maximaler Sonnenstrahlung liegt. Dies wird als Beispiel evolutionsbedingter Anpassung an die Umwelt angeführt. Es muss aber beachtet werden, dass die Ordinate eines Energiespektrums das Produkt Photonenrate  $\times$  Photonenenergie darstellt, das Auge jedoch nur Photonen zählt und somit nicht die eingestrahlte Energie misst. Die

---

<sup>94</sup> CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation and color. J. Opt. Soc. Am. V68 N4 (1978) P459-471.

<sup>95</sup> CICERONE C.M., NERGER J.L.: The relative numbers of long-wavelength-sensitive to middle-wavelength-sensitive cones in the human fovea centralis. Vision Res. V29 N1 (1989) P115-128.

<sup>96</sup> VOS J.J., ESTÉVEZ O., WALRAVEN P.L.: Improved color fundamentals offer a new view on photometric additivity. Vision Res. V30 N6 (1990) P937-943.

<sup>97</sup> NERGER J.L., CICERONE C.M.: The ratio of L cones to M cones in the human parafoveal retina. Vision Res. V32 N5 (1992) P879-888.

Sonne sendet im IR-Bereich pro nm mehr Photonen aus als im Sichtbaren. Dass das Auge im IR-Bereich dennoch unempfindlich ist, liegt wohl eher daran, dass körpereigenes thermisches Rauschen den Photoprozess in den Rezeptoren nicht auslösen darf<sup>98</sup>. Die Schutzmechanismen gegen die zerstörende Wirkung der UV-Strahlung bedingen beim Menschen die untere Grenze bei ca. 380 nm. Schildkröten oder Bienen dagegen besitzen auch UV-Rezeptoren.

Einer der Schutzmechanismen gegen UV-Licht ist die sogenannte *Makulapigmentierung*, welche sich in einem etwa  $10^0$  grossen Gebiet über der Fovea befindet. Sie ist individuell unterschiedlich stark entwickelt, bewirkt eine stärkere Absorption im Bereich kurzer Wellenlängen ( $< 550 \text{ nm}^{99}$ ) und ist Ursache dafür, dass das Gebiet um die Fovea als "gelber Fleck" bezeichnet wird.

Mit mikrospektrophotometrischen Methoden kann das Absorptionsspektrum und mit elektrophysiologischen Ableitungen die spektrale Empfindlichkeit der Zapfen bestimmt werden. Es wurde festgestellt, dass der Mensch praktisch identische spektrale Zapfenempfindlichkeiten aufweist, wie der Affe (*Macaca fascicularis*)<sup>100</sup>. Dies ist darum von Wichtigkeit, weil insbesondere für das Farbsehen elektrophysiologische Untersuchungen häufig beim Affen durchgeführt werden. Wie in Anhang 12.2 gezeigt wird, ist eines der psychophysischen Instrumentarien zur Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit die Bestimmung der *Detektionsschwelle*. Die Detektionsschwelle ist diejenige kleinste Lichtmodulation eines Sehzeichens, welche es einer Versuchsperson gerade noch ermöglicht, das Zeichen mit einer durch das Versuchsdesign vorgegebenen Wahrscheinlichkeit zu detektieren. Das Inverse der Detektionsschwelle ist die *Empfindlichkeit* des Detektionssystems.

Auch die Untersuchung von farbenblinden Personen, bei denen man annimmt, dass ein Zapfensystem fehlt, führt zu wichtigen Hinweisen. So wurde bei Tritanopen festgestellt, dass sie spektral kontinuierliches weisses Licht nicht von monochromatischem Licht der Wellenlänge  $571 \pm 9 \text{ nm}$  (für Normalsichtige

---

<sup>98</sup> BEN-YOSEF N., ROSE A.: Spectral response of the human eye. J. Opt. Soc. Am. V68 N7 (1978) P935-937.

<sup>99</sup> RUDDOCK K.H.: Light transmission through the ocular media and macular pigment and its significance for psychophysical investigation. Hb. of sensory physiology, Vol. VII/4. Eds. Jameson D., Hurvich L.; Springer-Verlag (1972) P455-469.

<sup>100</sup> SCHNAPF J.L., KRAFT T.W., BAYLOR D.A.: Spectral sensitivity of human cone photoreceptors. Nature V325 (1987) P439-441.



gelb) unterscheiden können<sup>101</sup>. Da bei Tritanopen das B-Zapfensystem fehlt, lässt sich daraus schliessen, dass beide Beleuchtungsarten die R- und G-Zapfen gleich stark erregen. Daraus folgt weiter, dass bei etwa 570 nm das R- und G-Zapfensystem gleiche Empfindlichkeit aufweisen (Fig. 5-1).

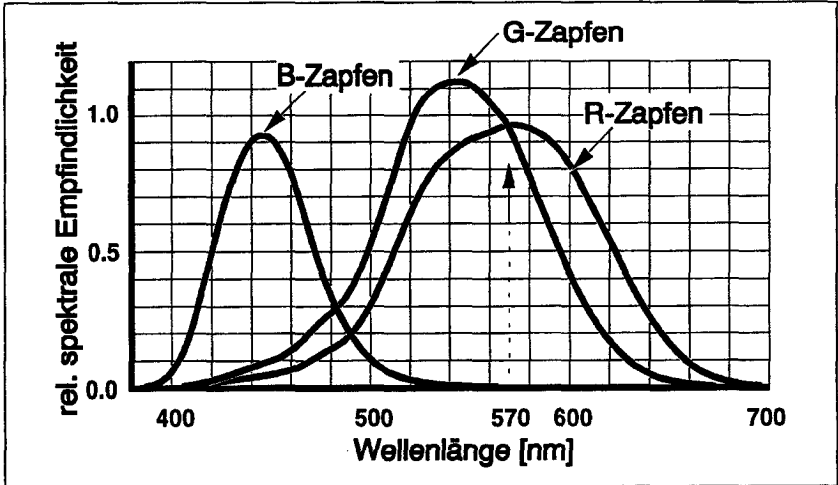


Fig. 5-1: Relative spektrale Empfindlichkeitsfunktionen  $B(\lambda)$ ,  $G(\lambda)$  und  $R(\lambda)$ . Bei etwa 570 nm sind G- und R-Zapfensystem gleich empfindlich (nach Vos et al.<sup>102</sup>).

Wird die spektrale Absorption der Makulapigmentierung berücksichtigt, ergeben psychophysische, elektrophysiologische und mikrospektrophotometrische Methoden gute Übereinstimmung für die spektralen Zapfenempfindlichkeiten<sup>103</sup>. Dazu muss einerseits zur Interpretation der psychophysischen Ergebnisse ein Modell für das Farbsehen angenommen werden<sup>104,105</sup> und andererseits bei der mikrospektrophotometrischen Methode davon ausgegangen werden, dass alles im Zapfen absorbierte Licht zu einer Lichtwahrnehmung führt.

<sup>101</sup> WALD G.: Blue-blindness in the normal fovea. J. Opt. Soc. Am. V57 N11 (1967) P1289-1303.

<sup>102</sup> VOS J.J., ESTÉVEZ O., WALRAVEN P.L.: Improved color fundamentals offer a new view on photometric additivity. Vision Res. V30 N6 (1990) P937-943.

<sup>103</sup> SMITH V.C., POKORNY J.: Spectral sensitivity of the foveal cone photopigments between 400 and 500 nm. Vision Res. V15 (1975) P161-171.

<sup>104</sup> VOS J.J., WALRAVEN P.L.: On the derivation of the foveal receptor primaries. Vision Res. V11 (1971) P799-818.

<sup>105</sup> VOS J.J.: On the merits of model making in understanding color-vision phenomena. Color Res. & Appl. V7 N2 Part1 (1982) P69-77.

Spektrale Empfindlichkeiten  $B(\lambda)$ ,  $G(\lambda)$  und  $R(\lambda)$  des menschlichen Zapfensystems nach Vos et al.<sup>102</sup> sind in Fig. 5-1 dargestellt. Als *Rezeptorlichtstärke* in "Rezeptor-Troland" seien folgende drei Grössen angenommen:

$$I_B(x, y) := K_m \cdot k \cdot \int I_{er}(x, y, \lambda) \cdot B(\lambda) \cdot d\lambda \quad (5.2a)$$

$$I_G(x, y) := K_m \cdot k \cdot \int I_{er}(x, y, \lambda) \cdot G(\lambda) \cdot d\lambda \quad (5.2b)$$

$$I_R(x, y) := K_m \cdot k \cdot \int I_{er}(x, y, \lambda) \cdot R(\lambda) \cdot d\lambda \quad (5.2c)$$

Die Integration erstreckt sich über den sichtbaren Wellenlängenbereich.  $I_{er}(x, y, \lambda)$  ist die spektrale Strahlstärke in  $\mu W \text{ sr}^{-1} \text{ nm}^{-1}$  unter Berücksichtigung der Augendioptrik nach (4.5) und (4.8). Sie ist proportional zur von der Retina am Ort  $(x, y)$  absorbierten spektralen Strahlungsleistung.  $K_m$  ist wie in (4.1a)  $683 \text{ cd sr W}^{-1}$ ;  $k$  beträgt  $1 \text{ td cd}^{-1}$ . Die Hellempfindlichkeit wird als lineare Kombination der drei Zapfsignale verstanden, welche mit den relativen Zapfensystem-Empfindlichkeiten nach (5.1) gewichtet werden. Für die spektrale Hellempfindlichkeit  $V(\lambda)$ <sup>106</sup> in einem fovealen Feld von  $2^\circ$  Sehwinkeldurchmesser ergibt sich mit den Daten von Fig. 5-1:

$$V(\lambda) = N_R \cdot R(\lambda) + N_G \cdot G(\lambda) + N_B \cdot B(\lambda) \quad (5.3)$$

wenn  $N_R + N_G + N_B = 1$  gelten soll, folgt mit Gleichung (5.1):

$$N_B = -0.02; \quad N_G = 0.34; \quad N_R = 0.68 \quad (5.4)$$

Bei der Hellempfindlichkeit des Auges ist ebenfalls wie bei der Akkommodation umstritten, ob die B-Zapfen einen Einfluss haben; mit (5.4) ergibt er sich als geringe Hemmung. Dass (5.3) nicht nur durch numerische Berechnung zustande kommt, sondern auch physiologisch begründet werden kann, wird Kap. 5.2.3 zeigen.

### 5.1.3 Adaptation und nichtlineares Weber-Fechner-"Gesetz"

Bereits 1729 veröffentlichte der Physiker Pierre Bouguer (1698-1758) Beobachtungen darüber, wie gut ein durch eine Kerze hervorgerufener Schatten zu erkennen ist, wenn diesen eine zweite Kerze beleuchtet<sup>107</sup>. Die Arbeit war genau genug, um zu zeigen, dass der gerade noch wahrnehmbare Intensitätsunter-

<sup>106</sup> Für  $V(\lambda)$  wird dabei die spektrale  $2^\circ$ -Hellempfindlichkeitsfunktion  $V_M(\lambda)$  nach CIE Publ. 86 (1988) zugrundegelegt.

<sup>107</sup> BOUGER P.: *Éssai optique sur la gradation de la lumière*. Paris (1729); neue, erweiterte Ausgabe von Lacaille (1760).

schied  $\Delta I$  zwischen Schatten und Umfeld sich in Abhängigkeit der Umfeldintensität  $I$  so verändert, dass das Verhältnis  $\Delta I/I$  in etwa konstant bleibt, das heisst  $\Delta I \sim I$ . Diese Beziehung erhielt den Namen des Mediziners Ernst Heinrich Weber (1795-1878), welcher mit der Untersuchung anderer Sinnesreize zu ähnlichen Resultaten gelangte<sup>108</sup>. Der Physiker Gustav Theodor Fechner (1801-1887) stellte daraus eine Theorie der Psychophysik auf, nach welcher zwischen der Stärke der Lichtwahrnehmung  $S$  und der sie verursachenden physikalischen Lichtstärke  $I$  das "Gesetz"  $S = \log(I/I_0)$  bestehen soll<sup>109</sup>. Dabei soll  $I_0$  die absolute untere Grenze für eine Lichtwahrnehmung sein (= "Augenschwarz"). Bei höheren Lichtniveaus ergibt sich dann mit der Weberschen Beziehung in linearer Näherung:  $\Delta S \approx \Delta I \cdot dS/dI = \Delta I/I = \text{konst.}$ , das heisst, der für eine Detektion wahrzunehmende Unterschied  $\Delta S$  ist nach Fechner eine durch Versuche zu bestimmende, von der Lichtintensität unabhängige physiologische Konstante.

Heute wird  $\Delta S$  als interner Signal-Rauschabstand angesehen, der von statistischer Natur ist. Das bedeutet, dass die Wahrscheinlichkeit Intensitätsunterschiede  $\Delta I$  zu detektieren, welche einen kleineren wahrgenommenen Unterschied als Fechners  $\Delta S$  hervorrufen, grösser ist als Null. Bereits kurz nach Fechners Arbeit wurde gezeigt, dass sein "Gesetz", insbesondere für sehr kleine und sehr grosse Lichtintensitäten, nicht erfüllt ist<sup>110,111</sup>. Für geringe Lichtintensitäten bei kleinen oder kurzzeitig präsentierten Sehobjekten<sup>112</sup> gilt die nach de Vries<sup>113</sup> und Rose<sup>114</sup> benannte Beziehung  $\Delta I \sim I^{1/2}$ . Diese ergibt sich durch die einer Poissonverteilung folgende statistische Natur der eingestrahnten Photonrate, welche  $\Delta S$  von  $I$  abhängig macht. Erst bei mittleren Intensitäten, grossen Sehobjekten oder langen Integrationszeiten ergibt sich die Webersche Beziehung  $\Delta I \sim I$ . Sie setzt einen *Adaptationsprozess* voraus, der durch das

---

<sup>108</sup> WEBER E.H.L.: De pulsu, resorptione, auditu et tactu. Annotationes anatomicae et physiologicae. Koehler Leipzig (1834).

<sup>109</sup> FECHNER G.T.: Elemente der Psychophysik. Breitkopf und Härtel Leipzig (1860).

<sup>110</sup> AUBERT H.: Physiologie der Netzhaut. Morgenstein Breslau (1865).

<sup>111</sup> KÖNIG A., BRODHUN E.: Experimentelle Untersuchungen über die psychophysische Fundamentalformel in Bezug auf den Gesichtssinn. Sitz. preuss. Akad. Wiss. (1889) P641-644.

<sup>112</sup> BARLOW H.B.: Increment thresholds at low intensities considered as signal/noise discriminations. J. Physiol. V136 (1957) P469-488.

<sup>113</sup> DE VRIES H.: The quantum character of light and its bearing upon threshold of vision, the differential sensitivity and visual acuity of the eye. Physica V10 (1943) P553-564.

<sup>114</sup> ROSE A.: The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. J. Opt. Soc. Am. V38 N2 (1948) P196-208.

statistische Verhalten der neuronalen Entladungsrate<sup>115,116</sup> oder durch aktive Veränderung des neuronalen Antwortverhaltens<sup>117</sup> erklärt werden kann. Sind bei grossen Lichtintensitäten die Adaptationsfähigkeiten des Rezeptors erschöpft, gerät er in *Sättigung* mit  $\Delta I \sim I^2$  oder mit noch grösseren Exponenten.

Vom grossen, in der Natur vorkommenden und für das Sehen wesentlichen Leuchtdichtebereich von  $10^{-4}$  bis  $10^{+6}$  cd/m<sup>2</sup> entfallen beim Menschen die oberen 7 Dekaden auf das Zapfensehen. Davon umfassen die oberen 6 Dekaden das photopische Sehen und die untere Dekade sowohl Zapfen- wie Stäbchensehen (mesopischer Bereich). Der ganze Zapfenbereich entspricht nach (4.5a) von Kap. 4.2.1 einem Bereich der Pupillenlichtstärke von rund 1 bis  $10^{+7}$  td. Um diesen grossen Bereich übersichtlicher erfassen zu können, wird häufig der dekadische Logarithmus der Pupillenlichtstärke angegeben und die Masseinheit "log td" verwendet.

Aus elektrophysiologischen Studien ist bekannt, dass Rezeptoren und Nervenzellen einen Dynamikumfang von 1 bis 3 Dekaden aufweisen. Eine Aufgabe der Zelladaptation ist daher, den Arbeitsbereich der Zelle an den Umfang von 7 Dekaden anzupassen. Zwischen den Rezeptoren und den in Kap. 5.2 noch zu behandelnden Ganglienzellen bilden Horizontal-, Bipolar- und Amakrinzellen ein Netz neuronaler Verbindungen, welche zusammen mit den Rezeptoren die ersten Teilschritte der Adaptation bewirken. Obwohl innerhalb dieses Netzes eine Umkodierung der Bildinformation von analogen elektrischen Spannungen ( $\mu V$ ) zu elektrischen Impulsraten (Aktionspotentiale/s) stattfindet<sup>118</sup>, sind die Adaptationswirkungen auf die Reiztransformation bei jeder Zelle ähnlich.

Beispielhaft sei im folgenden das Adaptationsverhalten der R- bzw. G-Zapfen von Rhesusaffen (*Macaca mulatta*) aufgrund extrazellulärer Ableitungen nach Valeton et al.<sup>119</sup> beschrieben. Wesentlich bei der Adaptation ist, dass zwischen schnellen und langsamen Intensitätsänderungen unterschieden werden muss. Die Zelle darf ihren Arbeitsbereich nur bei langsamen Lichtänderungen anpas-

---

<sup>115</sup> BOUMAN M.A., VOS J.J., WALRAVEN P.L.: Fluctuation theory of luminance and chromaticity discrimination. *J. Opt. Soc. Am.* V53 N1 (1963) P121-128.

<sup>116</sup> LAMING D.: Sensory analysis. Academic Press London (1986).

<sup>117</sup> SHAPLEY R., ENROTH-CUGELL C.: Visual adaptation and retinal gain controls. *Progress in retinal research* V3 (1984) P263-346.

<sup>118</sup> GRÜSSER O.-J.: Die funktionelle Organisation der Säugetiernetzhaut. Physiologische und pathophysiologische Aspekte. *Fortschr. Ophthalmol.* V80 (1983) P502-515.

<sup>119</sup> VALETON J.M., VAN NORREN D.: Light adaptation of primate cones: An analysis based on extracellular data. *Vision Res.* V23 N12 (1983) P1539-1547.

sen, da schnelle Änderungen als wesentliche Information möglichst unverfälscht übertragen werden sollen. In Fig. 5-2 sind mögliche Zapfenantworten in Abhängigkeit der momentanen Lichtstärke und der Lichtstärke, auf welche der Rezeptor adaptiert ist, dargestellt. Mit Lichtstärke ist dabei eine der durch (5.2) festgelegten Rezeptorlichtstärken gemeint; zur Umrechnung in Leuchtdichten ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ) siehe (4.5a) und (4.6). Wird das Ruhepotential in absoluter Dunkelheit als  $0 \mu\text{V}$  angenommen, besteht die maximale Zapfenantwort aus einer Hyperpolarisation nach  $-700 \mu\text{V}$ . Für die relative Zapfenantwort  $S$  in Fig. 5-2 ist  $-700 \mu\text{V}$  die Normierungskonstante. Das Verhalten des Rezeptors sei an einem Beispiel erläutert:

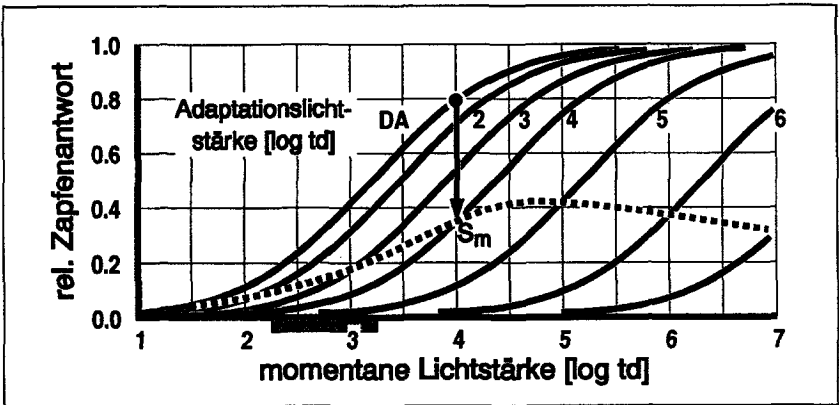


Fig. 5-2: Ausgezogene Linien: Antwort von G- oder R-Zapfen auf kurzzeitige Änderungen der Lichtstärke für unterschiedliche Adaptationszustände. DA bedeutet Dunkeladaptation; der Pfeil bezieht sich auf das Beispiel im Text. Punktierete Linie: Antwort von G- oder R-Zapfen bei alleiniger Anwesenheit der Adaptationslichtstärke. Der schraffierte Abszissenbereich zeigt das Gebiet natürlicher mittlerer Lichtstärken. Für die untersuchten R- und G-Zapfen stimmen bei dem verwendeten weissen Licht Rezeptorlichtstärke nach (5.2) und Pupillenlichtstärke in Troland weitgehend überein. (nach Valeton et al.<sup>119</sup>).

Angenommen die Zelle sei zuerst dunkeladaptiert. Dann gilt in Fig. 5-2 für kurzzeitige Lichtänderungen die *Reiz-Antwort-Kurve* DA. Das Einschalten eines Testzeichenhintergrundes mit einer mittleren Lichtstärke  $I_m$  von  $4 \log \text{td}$  treibt die Zelle in den Bereich der Sättigung (Punkt bei Zapfenantwort 0.8). Da  $I_m$  nun konstant bleibt, kann die Zelle adaptieren und bewirkt dadurch in der logarithmischen Darstellung von Fig. 5-2 eine Verschiebung der Reiz-Antwort-Kurve nach rechts bis zu Kurve 4. Dies entspricht einem *multiplikativen Adaptationsprozess*. Die Zapfenantwort reduziert sich somit kontinuierlich und der *Arbeitspunkt* der Zelle kommt in einen ungesättigten Bereich der neuen Reiz-Antwort-Kurve bei  $S_m$  zu liegen (Pfeil bei Zapfenantwort 0.35). Erscheint nun,

wie beispielsweise bei Schwellenbestimmungen, ein Testzeichen mit der Lichtstärke  $I_m + \Delta I$  kurzzeitig, bestimmt Reiz-Antwort-Kurve 4 die Zapfenantwort  $S_m + \Delta S$ . Ist  $\Delta I$  negativ, entspricht dies einem dunklen Zeichen auf hellem Hintergrund. Das durch  $\Delta I$  auf der neuen Kurve erzeugte  $\Delta S$  ist wegen der multiplikativen Wirkung der Adaptation um einen *Dämpfungsfaktor*  $g$  kleiner als für dasselbe  $\Delta I$  auf der ursprünglichen Reiz-Antwort-Kurve DA.

Die gestrichelte Linie in Fig. 5-2 stellt die Zapfenantwort  $S_m$  der adaptierten Zelle bei alleiniger Anwesenheit der *Adaptationslichtstärke*  $I_A$  dar und ist keine zusätzliche Eigenschaft, sondern eine Folge der Adaptation: Sie steigt an, wenn die Adaptation die Lichtstärkezunahme nicht vollständig kompensiert, das heisst mit Fig. 5-2, wenn der horizontale Abstand zwischen den ausgezogenen Kurven kleiner ist als  $1 \log td$ . Umgekehrt fällt sie oberhalb von etwa  $5 \log td$  wieder ab. Der Anstieg dieser Kurve bewirkt, dass sich der Antwortbereich für dunkle Zeichen vergrössert, für helle Zeichen aber nach oben stärker einschränkt; man spricht im zweiten Fall von *Bereichkompression*.

Im Gegensatz zum Arbeitspunkt der Rezeptoren, welcher positiv sein muss, um auch Information dunkler Zeichen ( $\Delta I < 0$ ) auf hellem Grund weiterleiten zu können, ist der Arbeitspunkt von fovealen retinalen Ganglienzellen bei weissem Licht nahezu Null<sup>120</sup>. Dort teilt sich die Information für  $\Delta I > 0$  und  $\Delta I < 0$  auf zwei verschiedene Zelltypen auf. Offenbar findet in der Retina mindestens ein weiterer, *subtraktiver Adaptationsprozess* statt, der diese Reduktion des Arbeitspunktes bewirkt. Es wird vermutet, dass dieser Vorgang mit der Hemmung retinaler Ganglienzellen identisch ist<sup>121</sup>. Diese wird Thema von Kap. 5.2.1 sein.

Wie am Beispiel zu erkennen ist, erfolgt die Berechnung von Zapfenantworten in drei Schritten:

- Bestimmen der Adaptationslichtstärke  $I_A$
- Bestimmen der zu  $I_A$  gehörenden Reiz-Antwort-Kurve
- Bestimmen des Arbeitspunktes  $S_m$  auf der Reiz-Antwort-Kurve bei alleiniger Anwesenheit der mittleren Lichtstärke  $I_m$  sowie der Abweichung  $\Delta S$  vom Arbeitspunkt für ein Testzeichen der Lichtstärke  $I_m + \Delta I$ .

---

<sup>120</sup> SHAPLEY R., ENROTH-CUGELL C.: Visual adaptation and retinal gain controls. Progress in retinal research V3 (1984) P263-346.

<sup>121</sup> GEISLER W.S.: Mechanisms of visual sensitivity: Backgrounds and early dark adaptation. Vision Res. V23 N12 (1983) P1423-1432.

Diese drei Schritte werden in den folgenden drei Abschnitten erläutert.

### *Bestimmen der Adaptationslichtstärke $I_A$*

Üblicherweise wird angenommen, dass für die Adaptationslichtstärke  $I_A = I_m$  gilt. Dies ist für kleine Testzeichen auf grossem Hintergrund hinreichend genau. Da das Auge in ständiger Bewegung ist (Augenbewegungen, Mikrosakkaden, Drift) ändern sich bei grösseren Sehzeichen für einen einzelnen Rezeptor dauernd die Beleuchtungsverhältnisse. Um in diesem Fall  $I_A$  abschätzen zu können, muss das zeitliche Verhalten der Adaptation berücksichtigt werden. Für einen Intensitätswechsel von  $I_1$  nach  $I_2$  betrage die momentane Adaptationslichtstärke  $I_A(t)$  (= transiente Adaptation):

$$I_A(t) = (I_1 - I_2) \cdot e^{-t/\tau} + I_2 \quad (5.5)$$

Die Angaben zum Wert der Zeitkonstanten  $\tau$  sind in der Literatur uneinheitlich. Je nach Untersuchungsmethode und Grösse des Intensitätssprungs reichen sie von 50 ms (Schwellen bei kurzzeitig eingeblendetem Hintergrund<sup>122</sup>) über 13 s (Verblässen stabilisierter Retinabilder<sup>123</sup>) bis 3 min (Änderung der Zapfenpotentiale<sup>124</sup>). Diese unterschiedlichen Ergebnisse werden verständlich, wenn man berücksichtigt, dass nicht nur die Rezeptoren, sondern im Prinzip jede Nervenzelle zu Adaptation fähig ist: Je nach Untersuchungsmethode wird ein anderer Adaptationsmechanismus beobachtet. Veränderungen auf den Reiz-Antwort-Kurven der Zapfen von Fig. 5-2 erfolgen nach einer Reaktionszeit von 5-10 ms mit  $\tau = 15-30$  ms. Im allgemeinen verlaufen die Prozesse schneller, wenn das Auge stärker adaptiert ist oder wenn grosse Intensitätssprünge vorhanden sind; bei geringem Lichteinfall verlängert sich die Integrationszeit.

Als vereinfachtes Modell soll in dieser Arbeit angenommen werden, dass für die multiplikativen Mechanismen  $\tau \gg 0.5$  s gilt. Das heisst,  $\tau$  ist wesentlich grösser als die natürlichen Fixationszeiten des Auges. Für Sehobjekte genügend hoher Ortsfrequenzen mit gleichhäufigen Hell- ( $I_h$ ) und Dunkel-niveaus ( $I_d$ ) kann dann aus (5.5) die folgende Formel abgeleitet werden:

$$I_A = \frac{I_h \cdot \tau_{h>d} + I_d \cdot \tau_{d>h}}{\tau_{h>d} + \tau_{d>h}} \quad (5.6)$$

---

122 HAYHOE M.M., LEVIN M.E., KOSHEL R.J.: Subtractive processes in light adaptation. *Vision Res.* V32 N2 (1992) P323-333.

123 TULUNAY-KEESEY U., SALEH B.E.A., VER HOEVE J.N., HOM M.: Apparent phase reversal during stabilized image fading. *J. Opt. Soc. Am. A* V4 (1987) P2166-2175.

124 VALETON J.M., VAN NORREN D.: Light adaptation of primate cones: An analysis based on extracellular data. *Vision Res.* V23 N12 (1983) P1539-1547.

Ist beispielsweise die Zeitkonstante für Helladaptation ( $\tau_{d \rightarrow h}$ ) halb so gross, wie diejenige für Dunkeladaptation ( $\tau_{h \rightarrow d}$ )<sup>125</sup>, liegt die Adaptationslichtstärke bei  $\frac{2}{3} \cdot I_h + \frac{1}{3} \cdot I_d$ . Das Auge adaptiert in diesem Fall auf einen höheren Wert als die mittlere Lichtstärke  $I_m$ . Sind die hellen und dunklen Stellen des Sehobjekts – wie beispielsweise bei geschriebenem Text – nicht gleich häufig, spielt für das  $I_A$  eines Zapfens das Blickverhalten eine wesentliche Rolle. Nimmt man an, dass die Blickachse des Auges zum grössten Teil der Fixationszeit auf Konturen, Konturunterbrechungen oder -überschneidungen gerichtet ist<sup>126</sup>, kann für den Fixationspunkt der Retina in erster Näherung ebenfalls (5.6) angenommen werden; für die anderen Retinaorte lassen sich jedoch ohne Kenntnis der Sehobjektstruktur nur überschlagsmässige Angaben machen.

*Bestimmen der zu  $I_A$  gehörenden Reiz-Antwort-Kurve*

Die folgende, sogenannte Michaelis-Menten-Gleichung (erweitert um einen Exponenten n) kann die Reiz-Antwort-Kurven von Fig. 5-2 darstellen<sup>127</sup>:

$$S = \frac{(g_\alpha \cdot g_\beta \cdot I)^n}{(g_\alpha \cdot g_\beta \cdot I)^n + \sigma^n} \quad (5.7)$$

Der Exponent n liegt je nach Zelltyp und Spezies zwischen 0.7 und 1.0;  $\sigma$  ist der *Halbsättigungswert* im dunkeladaptierten Zustand ( $g_i = 1$ ), bei welchem die Zelle halbe maximale Antwort erzeugt (Werte siehe Tab. 5-1 erste Zeile). Halbe Sättigung in helladaptiertem Zustand wird bei  $I = \sigma \cdot g_\alpha^{-1} \cdot g_\beta^{-1}$  erreicht.

Bei den Untersuchungen zur Zapfenantwort wurde festgestellt, dass zwei unterschiedliche multiplikative Adaptationsprozesse vorhanden sind. Sie werden durch zwei von  $I_A$  abhängige Dämpfungsfaktoren berücksichtigt, welche ähnlich wie ein Graufilter wirken:  $g_\alpha$  für *Zelladaptation* und  $g_\beta$  für *Photopigmentausbleichung*. Zur Berechnung beider Grössen sei folgende empirische Gleichung mit den Werten von Tab. 5-1 vorgeschlagen:

$$g_i = 1 - k_i \cdot \left( \frac{I_A^{n_i}}{I_A^{n_i} + \sigma_i^{n_i}} \right); \quad i = \alpha, \beta \quad (5.8)$$

<sup>125</sup> BODMANN H.W., KOKOSCHKA S., GREULE R.: Contrast thresholds at transient adaptation. Bericht der 21. CIE-Tagung in Venedig V1 (1987) P50-53.

<sup>126</sup> YARBUS A.L.: Eye movements and vision. Plenum NY (1967).

<sup>127</sup> NAKA K.-I., RUSHTON W.A.H.: S-potentials from luminosity units in the retina of fish (Cyprinidae). J. Physiol. V185 (1966) P587-599.



Tab. 5-1: Konstanten in Gleichung (5.7) und (5.8) für G- und R-Zapfenadaptation. Die Werte wurden im Rahmen dieser Arbeit nach den Ergebnissen berechnet, welche Fig. 5-2 zugrundeliegen.

	Index i	$\sigma_i$	$n_i$	$k_i$
Reiz-Antwort-Kurve (5.7)	--	1585 td	0.74	--
Zelladaptation (5.8)	$\alpha$	82 td	0.73	0.926
Ausbleichung (5.8)	$\beta$	18800 td	1.156	1.0

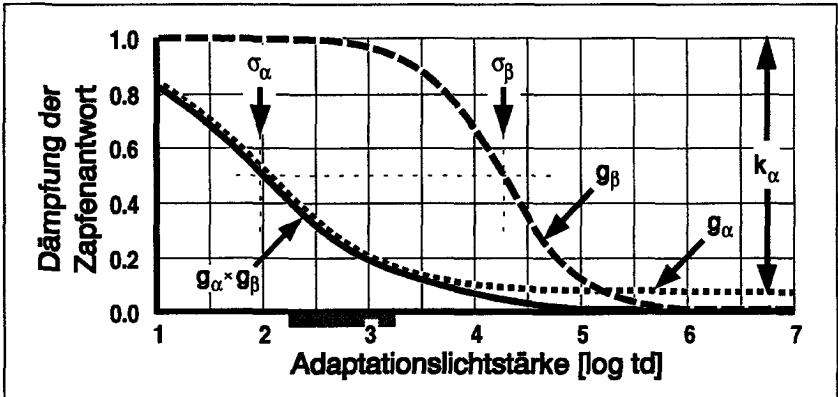


Fig. 5-3: Dämpfung der Zapfenantwort durch Zelladaptation ( $g_\alpha$ ) und Photopigmentausbleichung ( $g_\beta$ ) berechnet nach (5.8) sowie die Kombination beider Vorgänge ( $g_\alpha \times g_\beta$ ) in Abhängigkeit der Adaptationslichtstärke. Gekennzeichnet sind die Konstanten von Tab. 5-1. Der schraffierte Abszissenbereich zeigt das Gebiet natürlicher mittlerer Lichtstärken.

Der Dämpfungsfaktor  $g_\beta$  für Ausbleichung entspricht der relativen Anzahl ungebleichter Photopigmente. Wie Fig. 5-3 zeigt, wird dieser Faktor erst bei sehr grossen, über den natürlichen Verhältnissen liegenden Adaptationslichtstärken von Bedeutung. Die Zelladaptation steht möglicherweise mit dem Vorhandensein von Kalziumionen im Rezeptor in Zusammenhang<sup>128</sup>. Wird deren relative Konzentration mit  $g_\alpha$  gleichgesetzt, ist  $k_\alpha$  der maximale Ionenanteil, welcher

<sup>128</sup> NAKATANI K., YAU K.-W.: Calcium and light adaptation in retinal rods and cones. Nature V334 (1988) P69-71.

Im Dunkeln fliessen  $Ca^{2+}$ -Ionen durch die Rezeptormembran ein- und aus. Durch die Lichteinwirkung wird infolge der aus dem Sehfärbstoff entstehenden Zerfallsprodukte das Einfließen immer stärker unterbunden, was zu einer Reduktion der  $Ca^{2+}$ -Konzentration im Zellinnern führt. Dies wiederum vermindert die Wirksamkeit des Phototransduktionsprozesses. Künstliche Unterbindung des  $Ca^{2+}$ -Ein- und Ausfließens verhindert die Zelladaptation.

durch Lichteinwirkung reduziert werden kann. Fig. 5-3 zeigt, dass die Zellaaptation der wesentliche Adaptationsvorgang bei natürlichen Verhältnissen ist und bereits im skotopischen Bereich einsetzt.

#### *Bestimmen des Arbeitspunktes $S_m$ und der Abweichung $\Delta S$*

Einsetzen von  $I_m$  in Gleichung (5.7) ergibt den Arbeitspunkt  $S_m$ . Die Abweichung  $\Delta S$  für eine kleine kurzzeitige Intensitätsänderung  $\Delta I$  erhält man durch Ableiten von Gleichung (5.7) nach  $I$  und Einsetzen von  $I_m$ . Dabei bleiben die Grössen  $g_\alpha$  und  $g_\beta$  konstant, da keine Umadaptation stattfindet. Für die Modulation der Zapfenantworten folgt:

$$\frac{\Delta S}{S_m} = \frac{\Delta I}{I_m} \cdot \frac{n \cdot \sigma^n}{(g_\alpha \cdot g_\beta \cdot I_m)^n + \sigma^n} \quad (5.9)$$

Die Übertragung der Intensitätsmodulation  $\Delta I/I_m$  auf die Modulation der Zapfenantworten  $\Delta S/S_m$  ist somit über einen Faktor von der Adaptation abhängig. Wie eine Berechnung zeigt, verkleinert sich der Faktor mit zunehmender Adaptationslichtstärke. Er beträgt bei  $2.25 \log \text{td}$  0.67 und bei  $3.25 \log \text{td}$  0.58. Über  $I_A \approx 5 \log \text{td}$  nimmt der Faktor wieder zu. Die Adaptation bewirkt daher im Bereich natürlicher mittlerer Lichtstärken eine *Modulationsdämpfung*. Dieses Ergebnis kann auch so interpretiert werden, dass die zunehmende Adaptationslichtstärke die Abweichung  $\Delta S$  stärker dämpft als  $S_m$ .

Wie Fig. 5-3 zeigt, ist der Arbeitspunkt (punktierte Linie) bei natürlichen Lichtstärken (Abszissenschraffur) weit geringer als der Halbsättigungswert und die Photopigmentaubleichung muss nicht berücksichtigt werden. Gleichung (5.7) kann daher näherungsweise wie folgt ausgedrückt werden:

$$S \approx g_\alpha \cdot \left(\frac{I}{\sigma}\right)^n \quad (5.10)$$

Falls  $n \approx 1$  gilt, heisst das für kurzfristige Änderungen der Lichtintensität (z.B. durch Augenbewegungen hervorgerufen), dass eine *lineare Übertragung* stattfindet. Das gilt auch für Intensitäten, welche zwischen Null und etwa dem dreifachen des mittleren Lichtstärkenniveaus liegen. Dieser Bereich umfasst den grössten Teil natürlicher Intensitätsänderungen. Ein Sinusgitter mit 100% Modulation hat beispielsweise einen Leuchtdichteumfang von Null bis zum Doppelten des mittleren Niveaus. Eine Ausnahme bilden mit flächenmässig geringem Anteil kleine, blendende Lichtquellen, für welche aber das Vorhandensein einer linearen Übertragung kaum von Bedeutung ist. Für  $n < 1$  entsteht eine

Nichtlinearität, welche teilweise in höheren Verarbeitungsstufen bestehen bleibt<sup>129</sup> und daher unter Umständen berücksichtigt werden muss.

Gleichung (5.10) findet in der Psychophysik eine Entsprechung im Potenz-"Gesetz" nach Stevens<sup>130</sup>, welches den Zusammenhang zwischen physikalischer Lichtintensität und wahrgenommener Helligkeit über einen grösseren Bereich beschreibt als Fechners "Gesetz". Der Exponent  $n$  liegt nach Stevens für kurzzeitig präsentierte Sehzeichen je nach Zeichengrösse zwischen 0.5 und 1.0 und verkleinert sich, wenn längere Zeit adaptiert werden kann. Dies lässt sich mit den Adaptationsvorgängen, wie sie im Zusammenhang mit Fig. 5-2 geschildert wurden, teilweise erklären. Jedoch muss berücksichtigt werden, dass sich in den Ergebnissen der psychophysischen Methoden nicht nur das Rezeptorverhalten, sondern die ganze neuronale Verarbeitung widerspiegelt.

Die Rezeptoradaptation dient offenbar dazu, den Einfluss der mittleren Leuchtdichte zu eliminieren, damit die für das Sehen wesentlichen Faktoren wie Kontrast oder Farbe von der absoluten Helligkeit möglichst unbeeinflusst übertragen werden können. Diese Eigenschaft wird in der Wahrnehmungspsychologie *Helligkeitskonstanz* genannt. Zwar zeigten erste Arbeiten zur Abhängigkeit der Akkommodation von der Lichtintensität eine Vergrößerung der Variabilität mit abnehmender Leuchtdichte<sup>131,132</sup>. Eine Arbeit von Tucker et al.<sup>133</sup> zeigte jedoch keine systematische Veränderung der Akkommodation mit der Lichtintensität, wenn das präsentierte Sinusgitter im photopischen Bereich lag. In den älteren Arbeiten wurde eher der mesopische Bereich untersucht.

## 5.2 Retinale Kodierung von Kontrasten

Nachdem in Kap. 5.1 besprochen wurde, wie die Retina Lichtintensitäten verarbeitet, beschreibt dieses Kapitel, wie sie die Ortsinformation kodiert. Es zeigt sich, dass zwei verschiedene potentielle Übertragungskanäle in Frage kommen:

---

<sup>129</sup> VALBERG A., LEE B.B., TRYTI J.: Simulation of responses of spectrally-opponent neurones in the macaque lateral geniculate nucleus to chromatic and achromatic light stimuli. *Vision Res.* V27 N6 (1987) P867-882.

<sup>130</sup> STEVENS S.S.: *Psychophysics*. John Wiley and Sons (1975).

<sup>131</sup> ALPERN M.: Variability of accommodation during steady fixation at various levels of illuminance. *J. Opt. Soc. Am.* V48 N3 (1958) P193-197.

<sup>132</sup> ALPERN M., DAVID H.: Effects of illuminance quantity on accommodation of the eyes. *Indust. Med. Surg.* V27 N11 (1958) P551-555.

<sup>133</sup> TUCKER J., CHARMAN W.N.: Depth of focus and accommodation for sinusoidal gratings as a function of luminance. *Am. J. Optom. & Physiol. Opt.* V63 N1 (1986) P58-70.

der P- und der M-Kanal. *Ziel dieses Kapitels* ist daher, eine Schar möglicher *spektraler Empfindlichkeiten der Kanäle zu ermitteln*. Dies bietet die Grundlage für Akkommodationsregelungsmodelle, welche in Kap. 5.3 behandelt werden.

In Kap. 5.2.1 werden die Zellen der beiden in Frage kommenden Kanäle vorgestellt und dazugehörige Begriffe definiert (rezeptives Feld, Antagonismen,  $R^+G^-$ -Zellen). Es sei bereits hier darauf hingewiesen, dass der P-Kanal Lichtmodulationen linear überträgt, was für eine Ortskodierung wesentlich ist. Auch andere Eigenschaften des P-Kanals deuten darauf hin, dass die Ortskodierung und mithin die Kodierung der Akkommodationsregelgröße über den P-Kanal und nicht über den M-Kanal erfolgt.

Es stellt sich allerdings das Problem, dass über den P-Kanal auch das Farbsehen übertragen werden muss, weil der M-Kanal achromatisch ist. Es wird gezeigt, dass beide Informationsarten (Modulation und Farbe) gleichzeitig vermittelt werden können. Das Farbsignal steckt in der Grundaktivität (Kap. 5.2.2) des P-Kanals; das Modulationssignal gemäss Kap. 5.2.3 in schnellen Änderungen der Aktivität, welche beispielsweise durch Augenbewegungen hervorgerufen werden. Sowohl für die Grundaktivität als auch für die Modulationsübertragung werden spektrale Empfindlichkeitskurven hergeleitet. Es ergibt sich, dass die Empfindlichkeit der Grundaktivität je nach Zelltyp bei ca. 570 nm oder bei 485 nm minimal wird. Die Empfindlichkeit der Modulationsübertragung ist abhängig von der Ortsfrequenz. Für hohe Ortsfrequenzen, wie sie für den Akkommodationsregler wesentlich sind, ergibt sich eine  $V(\lambda)$ -Kurve.

Auf einer höheren Verarbeitungsebene müssen die Farbinformation im P-Kanal und diejenige über die Modulation voneinander getrennt werden. Wie dies erfolgen kann, zeigt Kap. 5.2.4. In Kap. 5.3 wird sich zeigen, dass diese Trennung nicht unbedingt einwandfrei gelingt.

### 5.2.1 Retinale Ganglienzellen und seitliche Kniehöckerzellen

Die von den Rezeptoren als Hyperpolarisation (in  $\mu V$ ) auftretende Bildinformation wandelt sich in einem Netz von Bipolar-, Horizontal- und Amakrinzellen in neuronale Impulsraten (Aktionspotentiale/s) um. Diese können an den *retinalen Ganglienzellen* oder an den nachfolgenden Zellen des seitlichen Kniehöckers ("Lateral Geniculate Nucleus"-Zellen bzw. *LGN-Zellen*) elektro-physiologisch nachgewiesen werden. Der seitliche Kniehöcker arbeitet als Relaisstation bei der Informationsübertragung von der Retina zu den Sehfeldern

des Kortex. Dabei wird die in den neuronalen Signalen steckende Bildinformation im Detail kaum verändert. Hingegen findet eine globale Regulation im Zusammenhang mit dem Wachheitsgrad und möglicherweise mit der Aufmerksamkeit statt.

Als *rezeptives Feld* einer Zelle im visuellen System werden diejenigen Punkte der Retina bezeichnet, von denen aus Licht das Verhalten der Zelle beeinflussen kann. Erste, von H. K. Hartline beim Pfeilschwanzkrebs (Königskrabbe, *Limulus polyphemus*)<sup>134</sup> und von S.W. Kuffler bei der Katze<sup>135</sup> durchgeführte Untersuchungen des rezeptiven Feldes von später als *On-Zentrum-X-Ganglienzellen* bezeichneten Retinazellen bestätigten Vermutungen, welche E. Mach bereits im letzten Jahrhundert anstellte<sup>136</sup>: Sie zeigten eine konzentrische, antagonistische Zentrum-Umfeld Organisation. Licht im Zentrum des kreisförmigen rezeptiven Feldes ergab eine Steigerung der Zellaktivität, während Licht am Rande des Feldes diese gesteigerte Aktivität der Zelle wieder hemmte. Kuffler fand auch Zellen mit umgekehrtem Zentrum-Umfeld Antagonismus, sogenannte *Off-Zentrum-X-Ganglienzellen*. Später wurden weitere retinale Ganglienzellen entdeckt, welche teilweise stark nichtlineares Verhalten zeigten und grössere Leitungsgeschwindigkeiten aufwiesen (Y-Zellen). Für eine Übersicht sei auf eine Arbeit von Kaplan verwiesen<sup>137</sup>.

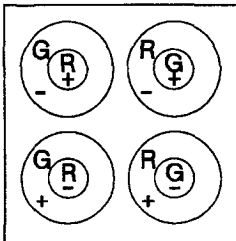


Fig. 5-4: Schematische Darstellung rezeptiver Felder von retinalen P-Kanal Ganglienzellen oder LGN-P-Zellen.

Untersuchungen an rezeptiven Feldern von Affen ergaben ähnliche antagonistische Eigenschaften. Bei den sogenannten *P-Kanal-Ganglienzellen* (s.u.) innervieren jedoch nicht die gleichen Zapfentypen Zentrum und Umfeld<sup>138</sup>. Abgesehen von Zellen mit B-Zapfennervation, ergeben sich folgende vier *chromatische* Zelltypen:  $R^+G^-$ ,  $R^-G^+$ ,  $G^+R^-$  und

134 HARTLINE H.K.: Inhibition of activity of visual receptors by illuminating nearby retinal elements in the *Limulus* eye. Fed. Proc. V8 (1949) P69.

135 KUFFLER S.W.: Discharge patterns and functional organization of mammalian retina. J. Neurophysiol. V16 (1953) P37-68.

136 MACH E.: Über den physiologischen Effect räumlich vertheilter Lichtreize. II. Sitzber. Akad. Wiss. Wien (Mathnat Kl) Abt. 2, V54 (1866) P131-144.

137 KAPLAN E.: The receptive field structure of retinal ganglion cells in cat and monkeys. In: Vision and visual dysfunction, Ed. Cronly-Dillon J.R.; MacMillan Press London V4 (1991) P10-40.

138 GOURAS P.: Identification of cone mechanisms in monkey ganglion cells. J. Physiol. V199 (1968) P533-547.

G<sup>-</sup>R<sup>+</sup>-Zellen (Fig. 5-4). Dabei zeigt der erste Buchstabe immer den Zapfentyp des rezeptiven Feldzentrums und damit den *spektralen Antagonismus* an. Das erste Vorzeichen jedoch bezeichnet *Anregung* bzw. Exzitation (+) oder *Hemmung* bzw. Inhibition (-) des rezeptiven Feldzentrums und damit den örtlichen bzw. *spatialen Antagonismus*. Neben diesen beiden Antagonismen wurde noch ein dritter, zeitlicher bzw. *temporaler Antagonismus* entdeckt, der sich dadurch äussert, dass Signale des Feldzentrums schneller wirksam werden als diejenigen des Umfelds<sup>139</sup>. Der Durchmesser von Feldzentrum bzw. Umfeld hängt stark von der Spezies ab und beide nehmen im Allgemeinen gegen die Peripherie der Retina zu. B-Zapfen münden in Zellen, deren antagonistischer Gegenpart aus einer Mischung von R- und G-Zapfen zusammengesetzt ist. Diese Mischung wird mit dem Buchstaben Y (für "Yellow") abgekürzt. Die von B-Zapfen innervierten P-Zellen (B<sup>+</sup>Y<sup>-</sup>-Zellen etc.) sind seltener und deren rezeptive Felder weisen grössere Durchmesser auf als diejenigen von Zellen mit R-G-Antagonismus.

Tab. 5-2: Unterschiede zwischen chromatischen P- und achromatischen M-Zellen des seitlichen Kniehöckers (abgeändert nach Ingling<sup>140</sup>).

	P-Zellen	M-Zellen
Zellgrösse	kleiner	grösser
Chromatizität	chromatisch	achromatisch
spektrale Empfindlichkeit	gemäss Kap. 5.2.3	V( $\lambda$ ), "farbenblind"
photometrische Additivität	subadditiv (siehe Kap. 5.2.2)	additiv
Linearität	99% linear, 1% nichtlinear	75% linear, 25% nichtlinear
Kontrastverstärkung	kleiner	grösser (siehe Fig. 5-9 rechts)
rezeptive Feldgrösse	kleiner	grösser
örtliche Auflösung	höhere Ortsfrequenzen	niedrigere Ortsfrequenzen
Antwort auf Lichtänderung	tonisch	phasisch
Signalgeschwindigkeit	langsamer	schneller
retinaler Ort des Inputs	eher foveal	eher peripher
Anzahl Zellen	ca. 1.2 Mio.	ca. 0.15 Mio.

<sup>139</sup> GOURAS P., ZRENNER E.: Enhancement of luminance flicker by color-opponent mechanisms. Science V205 (10 August 1979) P587-589.

<sup>140</sup> INGLING JR. C.R.: Luminance and opponent color contributions to visual detection and to temporal and spatial integration: Comment. J. Opt. Soc. Am. V68 N8 (1978) P1143-1146.

Die drei unterschiedlichen Antagonismen lassen sich auch bei den von den P-Kanal-Ganglienzellen innervierten LGN-Zellen beobachten<sup>141,142</sup>. Diese werden wegen ihrer geringen Grösse als Parvozellen bzw. *P-Zellen* bezeichnet. Die retinalen Ganglienzellen, welche die P-Zellen innervieren, bilden den *P-Kanal* und heissen deshalb wie bereits erwähnt P-Kanal-Ganglienzellen. Daneben gibt es auch grössere, von den P-Zellen anatomisch getrennte Magnozellen bzw. *M-Zellen*, welche über den *M-Kanal* von *achromatischen retinalen M-Kanal-Ganglienzellen* innerviert werden. Sie unterscheiden sich ausserdem auch in anderen Punkten, die in Tab. 5-2 zusammengestellt sind.

Es stellt sich die Frage, ob der Akkommodationsreflex über den P- oder den M-Kanal gesteuert wird. Aufgrund von Tab. 5-2 spricht die Linearität, der retinale Ort des Inputs, die Antwort auf Lichtveränderung und die örtliche Auflösung eher für den P-Kanal. Die Kontrastverstärkung weist jedoch eher auf den M-Kanal hin. Diese Frage wird in den nachstehenden Kapiteln weiter verfolgt.

### 5.2.2 Grundaktivität der P-Kanal-Zellen

Für das Erstellen eines Akkommodationsmodells, wie es auch in Kap. 5.3.1 gezeigt wird, ist die Wellenlängenabhängigkeit der *Grundaktivität* der P-Zellen von wesentlicher Bedeutung. Dazu sei der einfache Fall betrachtet, dass das *rezeptive Feld* einer  $R^+G^-$ -Zelle gleichmässig von einer unmodulierten Lichtintensität  $I_m(\lambda)$  beleuchtet werde. Die Wirkung, welche das Hinzuschalten einer Modulation hat, wird im nächsten Kapitel beschrieben. Nach (5.2) und (5.10) antworten die Zapfen des Feldzentrums proportional zu  $(I_m(\lambda) \cdot R(\lambda))^n$  und diejenigen des Umfelds zu  $(I_m(\lambda) \cdot G(\lambda))^n$ . Dabei liegt  $n$  zwischen 0.7 und 1.0. Die Grundaktivität  $Q_m$  der  $R^+G^-$ -Zelle in Abhängigkeit von  $\lambda$  beträgt also:

$$Q'_m(\lambda) = I_m^n(\lambda) \cdot [R^n(\lambda) \cdot k'_z - G^n(\lambda) \cdot k'_u] \quad (5.11)$$

$$Q_m(\lambda) = \text{pos}(Q'_m(\lambda)) \quad (5.11a)$$

mit der Funktion 
$$\text{pos}(x) := \begin{cases} x, & \text{wenn } x \geq 0 \\ 0, & \text{wenn } x < 0 \end{cases} \quad (5.12)$$

<sup>141</sup> DERRINGTON A.M., LENNIE P.: Spatial and temporal contrast sensitivities of neurones in lateral geniculate nucleus of macaque. *J. Physiol.* V357 (1984) P219-240.

<sup>142</sup> DERRINGTON A.M., KRAUSKOFF J., LENNIE P.: Chromatic mechanisms in lateral geniculate nucleus of macaque. *J. Physiol.* V357 (1984) P241-265.

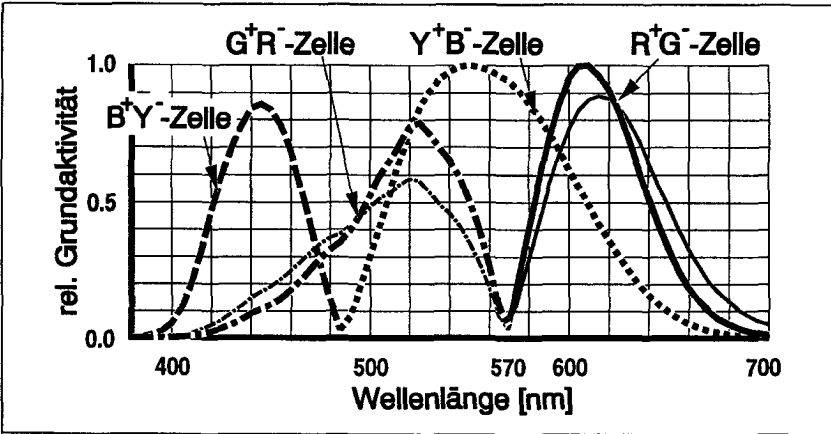


Fig. 5-5: Theoretische relative Grundaktivitäten von vier verschiedenen P-Kanal-Zellen in Abhängigkeit der Wellenlänge berechnet nach (5.11) unter der Annahme  $k'_z = k'_u$ . Für die fetten Linien gilt  $n = 1$ , für die dünnen  $n = 0.7$ . Die Kurven für Zellen welche von B-Zapfen innerviert werden, sind aus Gründen der Rezeptor-adaptation mit Vorsicht zu verwenden (siehe Text). Die Kurve für  $R^+G^-$ - bzw.  $G^+R^-$ -Zellen gelten auch für  $G^-R^+$ - bzw.  $R^-G^+$ -Zellen.

Für andere Zellen ergeben sich analoge Gleichungen. Die Funktion  $\text{pos}(x)$  nach (5.12) gibt zum Ausdruck, dass es keine negativen Impulsraten geben kann. Die dadurch verlorene Information kann jedoch von Zellen mit umgekehrtem Antagonismus übermittelt werden. Die Grössen  $k'_z$  und  $k'_u$  sind Gewichte, welche vom Adaptationszustand der Zapfen und von der Balance zwischen Aktivierung und Hemmung von Zentrum und Umfeld abhängen. Wird  $I_m$  so gewählt, dass die photometrische Lichtstärke konstant bleibt ( $I_m(\lambda) \sim V^{-1}(\lambda)$ ), adaptieren R- und G-Zapfen etwa gleich stark, da sie ähnliche spektrale Empfindlichkeiten aufweisen (Fig. 5-1). Dadurch entfällt eine  $\lambda$ -Abhängigkeit von  $k'_z/k'_u$  für diese Zellen weitgehend. Für modulierte Lichtintensitäten ist die Balance zwischen Aktivierung und Hemmung, wie in Kap. 5.2.3 noch gezeigt wird, von der Ortsfrequenz abhängig. Für unmodulierte Lichtintensitäten konstanter Lichtstärke sei in erster Näherung  $k'_z = k'_u$  angenommen. Fig. 5-5 zeigt die Grundaktivitäten verschiedener P-Zellen gemäss (5.11) für  $n = 1$  und  $n = 0.7$ . Die Kurven für Zellen mit B-Zapfeninput sind mit Vorsicht zu verwenden, da B-Zapfen je nach Wellenlänge anders adaptiert sind als die dazu antagonistischen R- oder G-Zapfen, wodurch  $k'_z/k'_u$  von  $\lambda$  abhängig wird. Für  $n = 0.7$  ergeben sich etwas breitere Kurven als für  $n = 1$ , doch beeinflusst  $n$  nicht die Lage des Minimums bei 570 nm (bzw. bei ca. 485 nm).



Elektrophysiologische Messungen von Crook et al.<sup>143</sup> bestätigen am Affen (*Macaca fascicularis*) die nach (5.11) hergeleiteten Grundaktivitäten. Die Messungen ergeben auch die für R-G-antagonistische Zellen typischen geringen Grundaktivitäten um 570 nm, der genaue Wert liegt aber je nach Zelle zwischen etwa 550 und 600 nm. Das ist auf die Variabilität von  $k'_z/k'_u$  zwischen den einzelnen Zellen zurückzuführen. Betrachtet man die Grundaktivität des gesamten P-Kanals für R-G-Antagonismus, weist diese ebenfalls um 570 nm ein Minimum auf, welches aber wegen der Variabilität von  $k'_z/k'_u$  nicht verschwindet.

Bereits bei den Rezeptoren in Kap. 5.1.3 war zu erkennen, dass bei hoher Aktivität eine Sättigung in Form der sogenannten Bereichskompression eintrat. Falls diese Sättigung nicht durch Adaptation verhindert wird, ist sie bei den G<sup>+</sup>R--Zellen bei Wellenlängen um 520 nm und bei den R<sup>+</sup>G--Zellen um 610 nm eher zu erwarten als bei 570 nm. Valberg et al.<sup>144</sup> konnten dies bei einzelnen Zellen tatsächlich feststellen. Dass die Grundaktivität durch Adaptation vollständig verschwindet, ist eher unwahrscheinlich: Bietet sie doch dem visuellen System die Möglichkeit des Farbsehens, wie Kap. 5.2.4 zeigen wird. Die Erfahrung zeigt, dass auch nach längerem Betrachten einer gleichmässigen, gesättigt farbigen Fläche der Farbeindruck zwar abgeschwächt wird, aber nicht verschwindet. Für  $n = 1$  und  $k'_z = k'_u$  wird die P-Kanal-Grundaktivität proportional zu  $|R(\lambda) - G(\lambda)|$ . Dies wird in Tab. 5-2 als photometrische *Subadditivität* bezeichnet. Da beim M-Kanal kein spektraler Antagonismus vorhanden ist, ist er *additiv* und seine Grundaktivität ist gemäss (5.3) proportional zu  $V(\lambda)$ . Reizt ihn unterschiedlich monochromatisches Licht konstanter photometrischer Lichtstärke, sollte keine  $\lambda$ -Abhängigkeit der M-Kanal-Grundaktivität festgestellt werden können.

### 5.2.3 Modulationsübertragung der P-Kanal-Zellen

In diesem Kapitel sollen die Grössen  $k'_z$  und  $k'_u$  aus (5.11) mit einem ortsabhängigen Faktor ergänzt werden. Dadurch kann die Abhängigkeit der Balance zwischen rezeptivem Feldzentrum und Umfeld von der Ortsfrequenz  $f$  eines Si-

---

<sup>143</sup> CROOK J.M., LEE B.B., TIGWELL D.A., VALBERG A.: Thresholds to chromatic spots of cells in the macaque geniculate nucleus as compared to detection sensitivity in man. *J. Physiol.* V392 (1987) P193-211.

<sup>144</sup> VALBERG A., LEE B.B., TRYTI J.: Simulation of responses of spectrally-opponent neurons in the macaque lateral geniculate nucleus to chromatic and achromatic light stimuli. *Vision Res.* V27 N6 (1987) P867-882.

nusgitters gezeigt und daraus mögliche spektrale Akkommodationsempfindlichkeiten berechnet werden. Es sei vereinfachend angenommen, dass P-Zellen die Signale ihres rezeptiven Feldes linear über den Ort summieren. Das erfordert auch, dass in (5.11)  $n = 1$  angenommen werden muss.  $n < 1$  würde bedeuten, dass statt eines Sinusgitters ein Gitter gemäss  $\sin^n(x)$  betrachtet werden müsste. Dieses Gitter hat die Grundperiode des ursprünglichen Sinusgitters, weist aber noch zusätzliche harmonische Oberwellen auf, die hier vernachlässigt werden sollen. Wie elektrophysiologische Untersuchungen zeigen<sup>145</sup>, ist diese Vereinfachung für P-Kanal-Zellen in erster Näherung möglich, nicht aber für die nichtlinearen M-Kanal-Zellen. Von einigen Physiologen wird die Linearität sogar als Kriterium zur Bestimmung des P-Kanals verwendet. Unter diesen Voraussetzungen sind folgende Gaussfunktionen für die Ortsabhängigkeit von  $k_z$  und  $k_u$  ein guter Ansatz:

$$k_z(x, y) = \frac{k'_z}{\pi r_z^2} \cdot \exp\left(-\frac{(x-\xi)^2 + (y-\eta)^2}{r_z^2}\right) \quad (5.13a)$$

$$k_u(x, y) = \frac{k'_u}{\pi r_u^2} \cdot \exp\left(-\frac{(x-\xi)^2 + (y-\eta)^2}{r_u^2}\right) \quad (5.13b)$$

Es bedeuten  $\xi$  und  $\eta$  die Position des Feldmittelpunkts auf der Retina und  $r_z$  bzw.  $r_u$  sind ein Mass für die Grösse des Zentrums bzw. des Umfelds. Beide Gleichungen sind in Fig. 5-6 links graphisch dargestellt. Die Differenz zwischen (5.13a) und (5.13b) ergibt das sogenannten DOG-Modell<sup>146</sup> (Difference of Gaussians) für rezeptive Felder. Es ist als gestrichelte Kurve in Fig. 5-6 eingezeichnet. Wird ein Sinusgitter gemäss (4.4) mit Phase  $\varphi = 0$  und der retinalen Modulation  $m_r$  auf das rezeptive Feld projiziert, erhält man die Aktivität  $Q(\lambda, f)$  einer Zelle durch mathematische Faltung des DOG-Modells mit dem Sinusgitter bzw. durch Fouriertransformation des DOG-Modells. Es ergeben sich folgende Gleichungen:

$$Q'(\lambda, f) = Q'_m(\lambda) + \Delta Q'(\lambda, f) \quad (5.14)$$

$$Q(\lambda, f) = \text{pos}(Q'(\lambda, f)) \quad (5.14a)$$

Das heisst, die Aktivität setzt sich aus der Grundaktivität  $Q'_m$  gemäss (5.11) in Kap. 5.2.2 und einer modulationsabhängigen Erregung gemäss folgender Gleichung zusammen:

<sup>145</sup> KAPLAN E., SHAPLEY R.M.: X and Y cells in the lateral geniculate nucleus of macaque monkeys. *J. Physiol.* V330 (1982) P125-143.

<sup>146</sup> RODIECK R.W.: Quantitative analysis of cat retinal ganglion cell response to visual stimuli. *Vision Res.* V5 (1965) P583-601.

$$\Delta Q'(\lambda, f) = I_m(\lambda) \cdot m_r \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot \xi) \cdot T_{R+G-}(\lambda, f) \quad (5.15)$$

mit

$$T_{R+G-}(\lambda, f) := R(\lambda) \cdot k_z(f) - G(\lambda) \cdot k_u(f) \quad (5.15a)$$

Bei den Grössen  $k_z(f)$  und  $k_u(f)$  handelt es sich um die in  $x$ -Richtung Fourier-transformierten von  $k_z(x, y)$  und  $k_u(x, y)$ . Da diese nach (5.13) Gaussfunktionen sind, ergeben sich für  $k_z(f)$  und  $k_u(f)$  ebenfalls Gaussfunktionen:

$$k_z(f) = k'_z \cdot \exp\left(-(\pi \cdot f \cdot r_z)^2\right) \quad (5.16a)$$

$$k_u(f) = k'_u \cdot \exp\left(-(\pi \cdot f \cdot r_u)^2\right) \quad (5.16b)$$

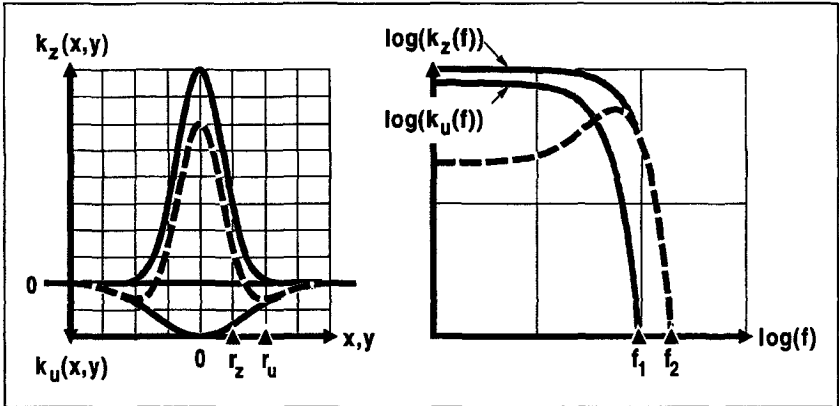


Fig. 5-6: Links: Schematische Darstellung der rezeptiven Feldempfindlichkeit nach dem DOG-Modell mit  $[R(\lambda) \cdot k'_z]/[G(\lambda) \cdot k'_u] = 1$  und  $\xi = \eta = 0$ . Ausgezogene Linie nach oben: Aktivierung  $k_z(x, y)$  durch das Feldzentrum nach (5.13a); ausgezogene Linie nach unten: Hemmung  $k_u(x, y)$  durch das Umfeld nach (5.13b); gestrichelte Linie: Kombination von  $k_z$  und  $k_u$ . Rechts: Schematische Darstellung der Modulationsübertragung in Abhängigkeit der Ortsfrequenz  $f$  mit  $[R(\lambda) \cdot k'_z]/[G(\lambda) \cdot k'_u] = 1.2$  gemäss DOG-Modell. Ausgezogene obere Linie: Übertragung  $k_z(f)$  durch das Feldzentrum nach (5.16a); ausgezogene untere Linie: Übertragung  $k_u(f)$  durch das Umfeld nach (5.16b); gestrichelte Linie: Modulationsübertragung  $T_{R+G-}$  der gesamten Zelle nach (5.15a). Für Frequenzen zwischen  $f_1$  und  $f_2$  wird das Umfeld unterschwellig erregt und ist daher im Gegensatz zum Feldzentrum funktionell für Modulationsübertragungen ausgeschaltet.

Diese Funktionen sind doppelt logarithmisch in Fig. 5-6 rechts dargestellt. Der Faktor  $m_r \cdot \sin(2\pi \cdot f \cdot \xi)$  in (5.15) vermittelt dem P-Kanal über die Grösse  $\xi$  die Modulation des Sinusgitters, wenn Augenbewegungen das rezeptive Feld verschieben oder wenn benachbarte rezeptive Felder zusätzlich in Betracht gezogen werden. Die übertragene Modulation wird um  $T_{R+G-}$  gemäss (5.15a) vermindert. Diese Grösse ist daher die *Modulationsübertragungsfunktion* der ber-

trachteten  $R^+G^-$ -Zelle und ist in Fig. 5-6 rechts als gestrichelte Linie in Abhängigkeit von  $f$  eingetragen. Elektrophysiologische Untersuchungen bestätigen das Profil der dargestellten Modulationsübertragungsfunktion<sup>147</sup>.

Auch in psychophysischen Experimenten wird oft die Modulationsübertragungsfunktion des Auges bestimmt (Literatur siehe Kap. 4.1.2). Will man dabei diejenige der Optik ausschliessen, kann die Tatsache ausgenutzt werden, dass diese die Interferenzlinienmodulation von zwei auf der Netzhaut zusammen treffenden kohärenten Lichtstrahlen (Laserlicht) nicht beeinflusst<sup>148</sup>. Bei psychophysisch bestimmten Modulationsübertragungsfunktionen wurden ebenfalls die drei Antagonismen (temporal, spatial, spektral) beobachtet<sup>149,150</sup>. Die Übertragung der Ergebnisse auf das Verhalten einzelner Zellen ist aber wegen der inhomogenen, zum Teil periodischen Struktur der Retina problematisch<sup>151</sup>. Es sei in diesem Zusammenhang an die Abhängigkeit der rezeptiven Feldgrösse vom Retinaort erinnert. Ausserdem ist die Frage, wie die verschiedenen Zellsignale eines Kanals zu einem einzigen psychophysischen Kanal "summiert" werden sollen, noch Gegenstand der Forschung<sup>152</sup>. (Zur Psychophysik der Ortskodierung siehe Anhang 12.3.)

Um den spatialen Antagonismus des P-Kanals gemäss (5.15) zu erläutern, sei als Beispiel angenommen, es werde ein Sinusgitter präsentiert, dessen Periode gerade dem doppelten Durchmesser des rezeptiven Feldzentrums einer  $R^+G^-$ -Zelle entspricht. Wird die Ortsfrequenz des erwähnten Gitters erhöht, überdecken immer mehr Gitterperioden sowohl Feldzentrum als auch Umfeld. Dadurch findet gemäss (5.16) eine Modulationsminderung der übertragenen Information statt. Da das Umfeld eine grössere Fläche aufweist, wird dessen Wirksamkeit bei Erhöhung der Ortsfrequenz stärker gemindert als diejenige des Zentrums. Ab einem bestimmten  $f$  verschwindet daher das Umfeld funktio-

---

147 DERRINGTON A.M., LENNIE P.: Spatial and temporal contrast sensitivities of neurones in lateral geniculate nucleus of macaque. *J. Physiol.* V357 (1984) P219-240.

148 CAMPBELL F.W., GREEN D.G.: Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J. Physiol.* V181 (1965) P576-593.

149 BURBECK C.A., KELLY D.H.: Spatiotemporal characteristics of visual mechanisms: excitatory-inhibitory model. *J. Opt. Soc. Am.* V70 N9 (1980) P1121-1126.

150 KELLY D.H.: Spatiotemporal variation of chromatic and achromatic contrast thresholds. *J. Opt. Soc. Am.* V73 N6 (1983) P742-750.

151 KELLY D.H.: Spatial frequency selectivity in the retina. *Vision Res.* V15 (1975) P665-672.

152 CANNON JR. M.W., FULLENKAMP S.C.: Perceived contrast and stimulus size: Experiment and simulation. *Vision Res.* V28 N6 (1988) P695-709.

nell (seine Reizung wird unterschwellig) und allein das Feldzentrum bleibt wirksam. Dieser Bereich liegt in Fig. 5-6 rechts zwischen den eingezeichneten Ortsfrequenzen  $f_1$  und  $f_2$ .

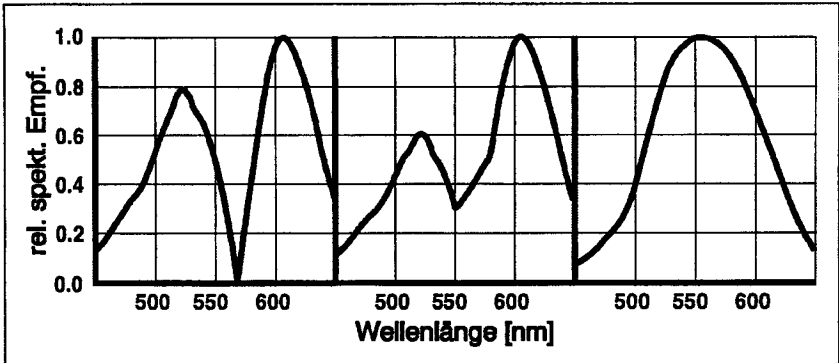


Fig. 5-7: Links: Theoretische spektrale P-Kanal-Empfindlichkeit für unmodulierte Sehzeichen bzw. für die Modulation von Sinusgittern geringer Ortsfrequenz ( $\approx |R(\lambda) - G(\lambda)|$ ).  
Mitte: Theoretische spektrale P-Kanal-Empfindlichkeit für die Modulation eines Sinusgitters mittlerer Ortsfrequenz.  
Rechts: Theoretische spektrale P-Kanal-Empfindlichkeit für die Modulation von Sinusgittern hoher Ortsfrequenz ( $\approx V(\lambda)$ ).

In diesem Fall hoher Ortsfrequenz hat die  $R^+G^-$ -Zelle für Modulationsübertragungen die spektrale Empfindlichkeit des rezeptiven Feldzentrums, also  $R(\lambda)$  gemäss Fig. 5-1. Die funktionelle Unwirksamkeit des Umfelds gilt nur für die Erregung  $\Delta Q'$  durch Modulationen nach (5.15), nicht jedoch für die Grundaktivität  $Q'_m$  gemäss Kap. 5.2.2. Die spektrale Empfindlichkeit des gesamten P-Kanals für Modulationen setzt sich somit bei hohen Ortsfrequenzen additiv, nach der Häufigkeit der Zellen mit  $R^+$ - und derjenigen mit  $G^+$ -Zentrum zusammen. Elektrophysiologische Untersuchungen ergaben ein Verhältnis  $N_{R^+} : N_{G^+}$  von etwa 2 : 1, entsprechend dem Zapfenverhältnis zwischen R- und G-Zapfen nach (5.1) von Kap. 5.1.1<sup>153</sup>. Die daraus resultierende  $V(\lambda)$ -Kurve (Fig. 5-7 rechts) wird durch Experimente bestätigt, bei welchen die spektrale Empfindlichkeit der Sehschärfe (= hohe Ortsfrequenz) bestimmt wird<sup>154,155</sup>. Die Addi-

<sup>153</sup> GOURAS P., ZRENNER E.: Color vision: A review from a neurophysiological perspective. In: Progress in sensory physiology. Springer-Verlag (1981) P139-179.

<sup>154</sup> INGLING JR. C.R., TSOU B.H.-P.: Spectral sensitivity and acuity criteria. J. Opt. Soc. Am. A V5 N8 (1988) P1374-1378.

<sup>155</sup> POKORNY J., GRAHAM C.H., LANSON R.N.: Effect of wavelength on foveal grating acuity. J. Opt. Soc. Am. V58 N10 (1968) P1410-1414.

tivität der  $V(\lambda)$ -Funktion, wie sie mit (5.3) in Kap. 5.1.2 bereits festgelegt wurde, findet hier eine weitere Bestätigung. Messungen der  $V(\lambda)$ -Kurve mit flimmerspektrophotometrischen Verfahren bewerten jedoch eher den schnellen achromatischen M-Kanal. Für die Akkommodation sind vor allem die hohen Ortsfrequenzen wesentlich, wodurch ihre spektrale Empfindlichkeit  $V_a(\lambda)$  der spektralen Hellempfindlichkeitskurve  $V(\lambda)$  ähnlich sein dürfte.

Um das Verhalten der spektralen Empfindlichkeit bei kleinen Ortsfrequenz zu verstehen, formen Ingling Jr. et al.<sup>156,157</sup>  $T_{R+G-}(\lambda, f)$  von (5.15a) wie folgt um:

$$T_{R+G-}(\lambda, f) = \frac{1}{2} \cdot (R(\lambda) - G(\lambda)) \cdot (k_z(f) + k_u(f)) + \frac{1}{2} \cdot (R(\lambda) + G(\lambda)) \cdot (k_z(f) - k_u(f)) \quad (5.15b)$$

Vermindert sich die Ortsfrequenz, wird der zweite Summand im Vergleich zum ersten unbedeutend und es resultiert für den gesamten P-Kanal dieselbe spektrale Empfindlichkeit  $|R(\lambda) - G(\lambda)|$  (Fig. 5-7 links), wie bei der in Kap. 5.2.2 erläuterten Grundaktivität. Bei einem Übergang der Ortsfrequenz von 0  $p^\circ$  bis zum Maximum, das vom Feldzentrum noch aufgelöst werden kann, geht die spektrale Empfindlichkeit für Modulationen von der Kurve links in Fig. 5-7 kontinuierlich in die  $V(\lambda)$ -Kurve über (Fig. 5-7 rechts). Dabei nimmt sie, wie in Fig. 5-7 Mitte dargestellt, Zwischenformen an. Die Lücke bei 570 nm (Fig. 5-7 links) wird mit zunehmender Ortsfrequenz durch eine  $V(\lambda)$ -ähnliche spektrale Empfindlichkeit "aufgefüllt". Solche spektrale Empfindlichkeiten mit Lücken bei 570 nm und bei etwa 485 nm (siehe B-Y-Zellen in Fig. 5-5) werden in psychophysischen Messungen festgestellt, bei denen grosse, lang gezeigte Sehzeichen auf hellem, weissem Hintergrund detektiert werden müssen<sup>158</sup>. Dabei wird vom M-Kanal möglicherweise ein zusätzlicher Einfluss ausgeübt.

---

<sup>156</sup> INGLING JR. C.R., MARTINEZ-URIEGAS E.: The relationship between spectral sensitivity and spatial sensitivity for the primate r-g X-channel. Vision Res. V23 N12 (1983) P1495-1500.

<sup>157</sup> Durch Aufteilung in vier Summanden kann auch der temporale Antagonismus berücksichtigt werden:

INGLING JR. C.R., MARTINEZ-URIEGAS E.: The spatiotemporal properties of the r-g X-cell channel. Vision Res. V25 N1 (1985) P33-38.

<sup>158</sup> KING-SMITH P.E., CARDEN D.: Luminance and opponent-color contributions to visual detection and adaptation and to temporal and spatial integration. J. Opt. Soc. Am. V66 N7 (1976) P709-717.

### 5.2.4 Kontrastzellen und Farbzellen

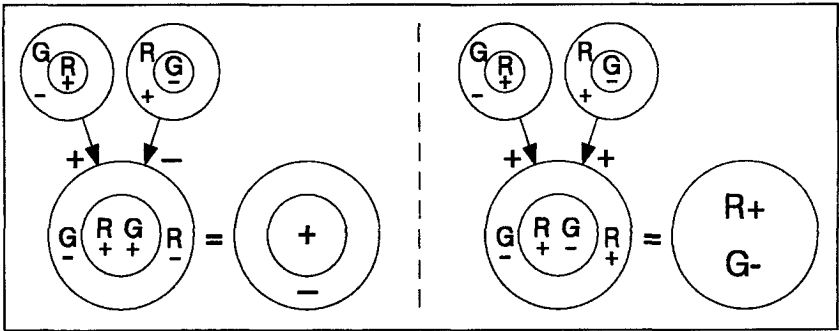


Fig. 5-8: Links: Innervation einer achromatischen Kontrastzelle durch P-Kanal-Zellen. Rechts: Innervation einer Farbzelle ohne spatialen Antagonismus durch P-Kanal-Zellen.

Einem Modell aus der Psychophysik des Farbsehens folgend, wird oft angenommen, das Kontrast- und Konturensehen verlaufe über den achromatischen M-Kanal, während das Farbsehen durch den chromatischen P-Kanal vermittelt werde. Wie gezeigt wurde, kann jedoch im P-Kanal sowohl Farbinformation in der Grundaktivität als auch Kontrastinformation in der modulationsabhängigen Erregung übertragen werden. In höheren Zentren müssen diese Informationen wieder getrennt werden. Dies geschieht beispielsweise wie folgt: Die Hemmung der Signale von R<sup>+</sup>G<sup>-</sup>-Zellen durch diejenigen von G<sup>-</sup>R<sup>+</sup>-Zellen (bzw. G<sup>+</sup>R<sup>-</sup>- und R<sup>-</sup>G<sup>+</sup>-Zellen) ergibt die Innervation für *achromatische Kontrastzellen* (Fig. 5-8 links). Diese haben den spektralen, nicht aber den spatialen Antagonismus verloren. Sie ermöglichen das Erkennen von Modulationen und somit auch von Konturen. Die Summierung der Signale von R<sup>+</sup>G<sup>-</sup>-Zellen und derjenigen von G<sup>-</sup>R<sup>+</sup>-Zellen (bzw. von R<sup>-</sup>G<sup>+</sup>- und G<sup>+</sup>R<sup>-</sup>-Zellen) hingegen ergibt eine Innervation für *Farbzellen ohne spatialen Antagonismus* (Fig. 5-8 rechts). Sie ermöglichen das Sehen von Farbe. Der M-Kanal wird aufgrund seiner hohen Signalgeschwindigkeit eher zur Übermittlung von Bewegungsinformation eingesetzt.

Wie die von den achromatischen Kontrastzellen oder den Farbzellen ohne spatialen Antagonismus übertragenen Signale Verwendung für die Akkommodationsregelung finden könnten, ist Thema des nächsten Kapitels.

### 5.3 Modelle für den Akkommodationsregler

Den Schluss des theoretischen Abschnitts von Teil A bildet eine Diskussion des Akkommodationsreglers und seiner möglichen Eigenschaften. *Ziel dieses Kapitels ist, einen Akkommodationsregler modellhaft zu skizzieren.*

Es wird in Kap. 5.3.1 die in Kap. 3.5 erwähnte Idee aufgegriffen, dass die retinale Modulation ständig in einer Art von Versuch und Irrtum durch die Fluktuationen der Akkommodation abgetastet und vergrößert wird. In diesem dynamischen Modell erzeugen die Fluktuationen der Akkommodation Modulationsfluktuationen. Diese detektiert der Regler nur, wenn sie die sogenannte relative Modulationsschwelle übersteigen. Es wird gezeigt, dass die Schwelle unter Umständen von der Wellenlänge abhängig ist, falls die Modulationen über den P-Kanal und nicht über den M-Kanal übertragen werden. Dies ist dann der Fall, wenn Information über die wellenlängenabhängige Grundaktivität des P-Kanals via Signalrauschen zu den achromatischen Kontrastzellen gelangt. Eine ähnliche Wirkung ergibt sich auch, wenn ein Teil des P-Kanals in Sättigung gerät oder wenn er adaptiert. Da die Grundaktivität des P-Kanals nach Kap. 5.2.2 bei 570 nm gering ist, folgt aufgrund des Modells, dass der Akkommodationsregler bei dieser Wellenlänge genauer arbeitet als beispielsweise bei 520 nm oder 610 nm. Die Messungen in dieser Arbeit, welche Thema des Rests von Teil A sein werden, ergeben dieses Verhalten.

Von einer möglichen Rolle der Farbzellen für die Akkommodation handelt Kap. 5.3.2. Es wird an einem weiteren Modell diskutiert, ob diese Zellen einen Hinweis darüber vermitteln können, in welche Richtung die Akkommodation korrigiert werden muss. Messergebnisse aus der Literatur sprechen jedoch eher gegen ein solches Modell.

#### 5.3.1 Verwenden der Kontrastinformation

In diesem Kapitel seien zuerst mögliche Mechanismen diskutiert, wie die Akkommodation aufgrund der optischen Modulationsübertragungsfunktion (Kap. 4.2.3) geregelt werden kann. In einem zweiten Schritt werden die Wirkungen von Zellsättigung und Zelladaptation behandelt.

##### *Skizze eines dynamischen Modells für den Akkommodationsreflex*

Wie bereits in Kap. 3.4 erwähnt, soll diese Arbeit zwar nicht Modelle für den in Fig. 3-3 dargestellten Regelkreis des Akkommodationsreflexes und damit das dynamische Verhalten behandeln. Um dennoch eine Vorstellung dieses



Vorgangs zu haben, sei kurz ein *dynamisches Modell* skizziert, welches auf den in Kap. 3.5 vorgestellten Fluktuationen der Akkommodation aufbaut.

Es sei von einer erregenden neuronalen Rückkopplung ausgegangen, welche das Signal eines *Fluktuationsgenerators* verstärkt. Durch geeignete Wahl einer zeitlichen Verzögerung kann diese Rückkopplung selbst der Fluktuationsgenerator sein, da er dann nicht in Sättigung gerät, sondern in einem Schwingungszustand arbeitet. Das Ausgangssignal sei die neuronale Anforderung an die Akkommodation. Ist das Retinabild defokussiert, entstehen in der Folge an den achromatischen Kontrastzellen feststellbare *Modulationsfluktuationen*. Die Zellantworten der Kontrastzellen werden auf eine nicht näher spezifizierte Art "summiert" und greifen dergestalt in die Signale des Fluktuationsgenerators ein, dass letztere bei jeder Verminderung der Modulation gehemmt werden. Entspricht die zeitliche Verzögerung der Rückkopplung etwa derjenigen des Akkommodationsvorgangs, findet solange eine vorzeichenrichtige Korrektur der Fokussierung statt, bis die Akkommodationseinstellung sich im Schärfentiefebereich mit unterschwelligem Modulationsfluktuationen befindet.

Von dynamischen Akkommodationsmessungen ist bekannt, dass die *Reaktionszeit* der Akkommodation im Bereich von 200 bis 700 ms liegt<sup>159</sup>. Dass diese – wie auch die *Akkommodationsgeschwindigkeit* – von der Ortsfrequenz unabhängig ist<sup>160</sup>, deutet darauf hin, dass nicht die Stärke der Modulationsfluktuationen, sondern nur deren Vorzeichen die im Modell beschriebene Hemmung verursacht. Eine weitere Hemmung der positiven Rückkopplung erfolge durch die tonische Akkommodation, damit bei Fehlen eines Sehobjekts nur eine leichte Verstärkung, aber kein unkontrolliertes Aufschaukeln der Fluktuationen stattfindet. Da nicht die Modulation, sondern deren Änderung mit der Zeit benötigt wird, muss den achromatischen Zellen ein zeitlicher Differentiator nachgeschaltet sein. Das bedingt das Vorhandensein eines Kurzzeitspeichers<sup>161</sup>. Ähnliches muss auch für die Rückkopplung vorausgesetzt werden<sup>162</sup>.

---

<sup>159</sup> KRUEGER H.: Die Funktion der Akkommodation des menschlichen Auges. Aus: Aspekte der Informationsverarbeitung. Springer-Verlag (1985) P66-92.

<sup>160</sup> CHARMAN W.N., HERON G.: Spatial frequency and the dynamics of the accommodation response. *Optica Acta* V26 N2 (1979) P217-228.

<sup>161</sup> MENOZZI M.: Sehen & Bildschirm. Dynamische Eigenschaften der Akkommodation. Diss. ETH-Zürich Nr. 9042; Kap. 3.1.4 (1989) P79-98.

<sup>162</sup> KOTULAK J.C., SCHOR C.M.: A computational model of error detector of human visual accommodation. *Biol. Cybern.* V54 (1986) P189-194.

Das skizzierte Modell ist funktionsfähig, wenn die achromatischen Kontrastzellen so empfindlich sind, dass sie die Modulationsfluktuationen übertragen können. Theoretische Überlegungen ergaben, dass dies möglich sein muss, falls man von einer *relativen Modulationsschwelle*  $\Delta m_r/m_r = 0.1$  ausgeht<sup>163</sup>.  $m_r$  ist die retinale Modulation (Kap. 4.2.3). Psychophysische Messungen mit Sinusgittern zeigten, dass  $\Delta m_r/m_r$  für Ortsfrequenzen um  $5 \text{ p}^\circ$  im Bereich von 0.1 bis 0.2 liegt<sup>164,165</sup>. (Zur umstrittenen Konstanz von  $\Delta m_r/m_r$  siehe den letzten Absatz dieses Kapitels). Die relative Modulationsschwelle liegt offenbar gerade im Grenzbereich, bei welchem die natürlichen Akkommodationsfluktuationen (Kap. 3.5) wahrgenommen werden können. Es ist daher zu erwarten, dass bei geringen Änderungen der retinalen Modulation mit der Defokussierung, das heisst bei kleinem  $|\partial m_r/\partial(\Delta a)|$ , die Schwelle unterschritten wird.

Bei *statischen Sehobjekten* in der Distanz der Akkommodationseinstellung vergrössert sich in diesem Fall der Einstellfehler soweit in Richtung Ruhelage, bis die Modulationsfluktuationen überschwellig werden. Wie aus Fig. 4-6 in Kap. 4.2.3 gefolgert werden kann, hat dies für Sehobjekte mit geringer Ortsfrequenz einen grösseren Einstellfehler zur Folge, der auch experimentell nachgewiesen wurde<sup>166,167</sup>. Bei Sehobjekten mit hoher Ortsfrequenz können die Akkommodationsfluktuationen grösser sein als der Arbeitsbereich der Akkommodation. Dadurch wird es schwierig, solche Sehobjekte zu fokussieren. Untersuchungen zeigten, dass der optimale Ortsfrequenzbereich für die Akkommodation zwischen 3 bis  $5 \text{ p}^\circ$  liegt<sup>168</sup>. Daher profitiert der Akkommodationsreflex bei Rechteckgittern nur bei Grundfrequenzen  $< 2 \text{ p}^\circ$  wesentlich von den harmonischen Anteilen höherer Frequenz<sup>169</sup>.

---

<sup>163</sup> CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation as a function of object form. Am. J. Optom. & Physiol. Opt. V55 N2 (1978) P84-92.

<sup>164</sup> KULIKOWSKI J.J., GOREA A.: Complete adaptation to patterned stimuli: A necessary and sufficient condition for Weber's law for contrast. Vision Res. V18 (1978) P1223-1227.

<sup>165</sup> WALSH G., CHARMAN W.N.: The subjective sensitivity to small changes in the contrast of a suprathreshold grating. Vision Res. V30 N1 (1990) P163-173.

<sup>166</sup> KORGE A., KRUEGER H.: Influence of edge sharpness on the accommodation of the human eye. Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. V222 (1984) P26-28.

<sup>167</sup> TUCKER J., CHARMAN W.N., WARD P.A.: Modulation dependence of the accommodation response to sinusoidal gratings. Vision Res. V26 N10 (1986) P1693-1707.

<sup>168</sup> OWENS D.A.: A comparison of accommodative responsiveness and contrast sensitivity for sinusoidal gratings. Vision Res. V20 (1980) P159-167.

<sup>169</sup> TUCKER J., CHARMAN W.N.: Effect of target content at higher spatial frequencies on the accuracy of the accommodation response. Ophthalm. Physiol. Opt. V7 N2 (1987) P137-142.

Bei einem *dynamischen Sehobjekt*, welches einen Distanzsprung durchführt, ist die Wahrscheinlichkeit, unter die relative Modulationsschwelle zu fallen, erhöht. Dies gilt auch für ein Sehobjekt, welches in einer Distanz eingeschaltet wird, die nicht mit der Akkommodationseinstellung übereinstimmt. In beiden Fällen wird die Akkommodation willentlich über die Vergenz induziert (Kap. 3.3) und führt bei monokularer Betrachtung in 50% der Fälle zuerst einen Sprung in die falsche Richtung durch. Dieser bewirkt eine grössere Modulationsreduktion und hemmt dadurch die im Modell beschriebene positive Rückkopplung. Das hat eine Umkehr der Akkommodationsrichtung zur Folge. Zur Vorzeichenrichtigkeit und zeitlichen Aspekten des Modells siehe Anhang 12.5.

#### *Auswirkung der Grundaktivität auf die relative Modulationsschwelle*

Neben der relativen Modulationsschwelle wurde auch untersucht, bei welchen Amplituden künstlich erzeugte Distanzfluktuationen eines Sehobjekts unter Zykloplegie wahrnehmbar werden. Walsh et al.<sup>170</sup> testeten sinusförmige, Winn et al.<sup>171</sup> den natürlichen Akkommodationsfluktuationen nachempfundene Distanzänderungen. Im fokussierten Zustand konnten Amplituden von rund 0.25 dpt und im defokussierten Zustand sogar Amplituden von 0.05 dpt oder kleiner erkannt werden. Walsh et al. untersuchten zusätzlich an einer Versuchsperson die Abhängigkeit dieser *Fokusedifferenzschwelle* von der Wellenlänge. Die kleinsten Schwellen ergaben sich mit einer Defokussierung des verwendeten 5.1 p/° Sinusgitters von etwa 1.2 dpt, dort wo sich die Modulationsübertragung am schnellsten mit der Defokussierung ändert, das heisst, dort wo  $|\partial m_f / \partial (\Delta a)|$  am grössten ist (Fig. 4-7 Kap. 4.2.3). Die Ergebnisse sind in Fig. 5-9 links dargestellt. Es zeigt sich ein (wahrscheinlich nicht signifikanter) Trend zu einer kleineren Schwelle bei 584 nm (und schwach bei 469 nm). Diese Wellenlänge liegt in der Nähe von 570 nm (bzw. 485 nm), wo gemäss Kap. 5.2.2 die Grundaktivität des P-Kanals am geringsten ist. Es bleibt zu erklären, warum bei anderen Wellenlängen mit grösserer Grundaktivität die Fokusedifferenzschwelle grösser sein könnte.

Wie in Fig. 5-9 rechts dargestellt, hat sowohl die in Kap. 5.2.2 erwähnte Sättigung als auch ein multiplikativer Adaptationsprozess der P-Kanal-Zellen eine Reduktion von  $\Delta Q$  bei gegebenem  $\Delta m_f$  zur Folge. Es entsteht ähnlich wie bei

---

<sup>170</sup> WALSH G., CHARMAN W.N.: Visual sensitivity to temporal change in focus and its relevance to the accommodation response. *Vision Res.* V28 N11 (1988) P1207-1221.

<sup>171</sup> WINN B., CHARMAN W.N., PUGH J.R., HERON G., EADIE A.S.: Perceptual detectability of ocular accommodation microfluctuations. *J. Opt. Soc. Am. A* V6 N3 (1989) P459-462.

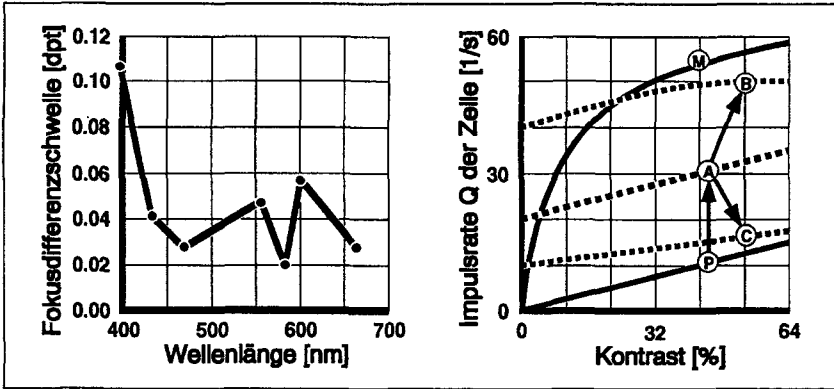


Fig. 5-9: Links: Minimale Fokussdifferenzschwelle in Abhängigkeit der Wellenlänge (Amplituden sinusförmig in der Distanz bewegter monochromatischer Sinusgitter mit Ortsfrequenz  $5.1 \text{ p}^\circ$ ; nach Walsh et al.<sup>170</sup>). Minimale Schwellen wurden an einer Versuchsperson mit Pupillendurchmesser 3 mm bei einer Defokussierung von rund 1.2 dpt erhalten. Die Leuchtdichte war nicht konstant. Bei 584 nm zeigt sich ein wahrscheinlich nicht signifikanter Trend zu einer vergrößerten Empfindlichkeit.

Rechts: Ausgezogene Linien: Gemessene Zellantworten Q in Abhängigkeit des Sehobjektkontrasts für lineare P-Kanal- (Ⓟ) und nichtlineare M-Kanal-Ganglienzellen (Ⓜ) (nach Kaplan et al.<sup>172</sup>). Es sei hypothetisch angenommen, dass bei Vorhandensein einer Grundaktivität die P-Kanal-Zelle gemäss Ⓐ antwortet. Bei weiterer Vergrößerung der Grundaktivität gelangt die Zelle in einen Bereich mit Sättigung gemäss Ⓑ. Bleibt die Grundaktivität konstant, adaptiert die Zelle und es gilt Ⓒ. Bei gegebenem  $\Delta m_r$  wird in den Fällen Ⓑ und Ⓒ das übertragene  $\Delta Q$  kleiner.  $\Delta Q/Q$  wird in allen drei Fällen Ⓐ, Ⓑ und Ⓒ kleiner.

den Rezeptoren (Kap. 5.1.3) eine Dämpfung, aber diesmal nicht der Intensität und der Intensitätsänderung, sondern der Modulation und deren Änderung. Legt man den P-Kanal-Zellen ein ähnliches Adaptionsmuster zugrunde wie den Rezeptoren, muss in (5.9) von Kap. 5.1.3  $\Delta I/I_m$  durch  $\Delta m_r/m_r$  und  $\Delta S/S_m$  durch  $\Delta Q/Q_m$  ersetzt werden. Die Grundaktivität der P-Kanal-Zellen übernimmt in diesem Modell die Rolle der Adaptionslichtstärke bei den Rezeptoren. Entsprechend den Ausführungen zu Gleichung (5.9) dämpft die zunehmende Grundaktivität die Abweichung  $\Delta Q$  weniger stark als  $Q_m$  und es resultiert eine der Modulationsminderung entsprechende Minderung der übertragenen relativen Modulationsänderungen  $\Delta Q/Q_m$  bzw. eine Vergrößerung der relativen Modulationsschwelle. Sowohl diese Schwellenvergrößerung als auch

<sup>172</sup> KAPLAN E., SHAPLEY R.M.: The primate retina contains two types of ganglion cells, with high and low contrast sensitivity. Proc. Natl. Acad. Sci. USA V83 (1986) P2755-2757.

diejenige, welche durch Sättigung eines Anteils der P-Kanal-Zellen bedingt ist (Kurve ③ in Fig. 5-9 rechts), hängen nach (5.11) über die Grundaktivität in gleicher Weise von der Wellenlänge ab.

Es könnte argumentiert werden, dass bei Bildung der Signale von achromatischen Kontrastzellen gemäss Kap. 5.2.4 die Grundaktivität durch Hemmung wieder verloren geht und dass daher nur  $\Delta Q$  eine Rolle spielt. Es hat sich aber gezeigt, dass mit Zunahme der Aktivität einer Zelle auch die Varianz ihrer Impulsrate, das heisst das *Signalrauschen*, zunimmt. Da das Rauschen der aktivierenden und dasjenige der hemmenden Zelle statistisch unabhängig sind, überträgt es sich auch auf die achromatische Kontrastzelle. Ob  $\Delta Q$  detektiert wird, hängt davon ab, ob es das Rauschen übertrifft. Bei konstantem Signal-Rauschverhältnis muss also, um  $\Delta Q$  detektieren zu können,  $\Delta Q/Q_m$  konstant sein. Vermindert die Adaptation  $\Delta Q/Q_m$ , kann nur durch entsprechende Vergrösserung von  $\Delta m_r/m_r$  Detektion wieder ermöglicht werden; das heisst, die relative Modulationsschwelle vergrössert sich wie erwähnt.

Da die Grundaktivität des P-Kanals gemäss Fig. 5-5 bei 520 und 610 nm erhöht ist, sind das die Wellenlängenbereiche, welche vergrösserte relative Modulationsschwellen und damit vergrösserte Fokussdifferenzschwellen bewirken. Falls die Akkommodationsregelung über den P-Kanal verläuft, resultieren daher für diese Wellenlängen grössere Unsicherheiten bei der Akkommodations-einstellung als für Wellenlängen um 570 nm. Die Standardabweichungen der Messungen von Charman et al.<sup>173</sup> zeigen tendenziell in diese Richtung. Verläuft die Akkommodationsregelung jedoch über den M-Kanal, wird sich die Unsicherheit des Istwertes nicht in Abhängigkeit der Wellenlänge verändern.

Untersuchungen zeigten, dass sich bei weissen Sehobjekten keine grösseren Einstellfehler der Akkommodation für reduzierten Kontrast<sup>174</sup> ergaben. Dies liegt wohl daran, dass die relative Modulationsschwelle  $\Delta m_r/m_r$  unabhängig vom Kontrast ist bzw. dass die zugehörige Kurve ④ (Fig. 5-9 rechts) linear ist und durch den Nullpunkt verläuft. (Bei dynamischen Sehobjekten wurde eine leichte Abnahme der Akkommodationswirksamkeit mit abnehmendem Kon-

---

<sup>173</sup> CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation and color. J. Opt. Soc. Am. V68 N4 (1978) P459-471.

<sup>174</sup> WARD P.A.: The Effect of stimulus contrast on the accommodation response. Ophthal. Physiol. Opt. V7 N1 (1987) P9-15.

trast festgestellt<sup>175</sup>.) Eine starke Beeinflussung der Akkommodation ergibt sich erst, wenn  $m-\Delta m$  unter die *absolute Modulationsschwelle* fällt (bei Ortsfrequenzen von  $5 \text{ p}^\circ$  unter 0.01). Der Akkommodationsbereich mit Modulationen über dieser Schwelle wurde in Kap. 4.2.3 Arbeitsbereich des Akkommodationsreflexes genannt. Die Konstanz der relativen Modulationsschwelle  $\Delta m_r/m_r$  konnte bei einer Untersuchung von Legge<sup>176</sup> nicht nachgewiesen werden. Dies lässt sich möglicherweise durch das verwendete grüne Sinusgitter erklären, welches eine Vergrößerung der P-Kanal-Grundaktivität verursacht. Das bewirkt, dass in Fig. 5-9 rechts die dazugehörigen Kurven (A), (B) oder (C) nicht mehr durch den Nullpunkt gehen.

### 5.3.2 Verwenden der Farbinformation

Untersuchungen der Akkommodation bei Blick auf *isoluminante Farbkontraste* als Reiz ergaben, dass der Akkommodationsreflex "farbenblind" ist<sup>177,178</sup>. Das heisst, für Sehobjekte die sich von ihrem Umfeld nur durch ihre Farbe, aber nicht durch ihre Leuchtdichte unterscheiden, arbeitet der Akkommodationsreflex nicht.

Diese Ergebnisse lassen im ersten Moment den achromatischen M-Kanal als Träger der Akkommodationsinformation vermuten. Es ist jedoch zu beachten, dass beispielsweise ein roter Punkt auf einem grünen, gleichhellen Hintergrund auch von einer *einzelnen*  $R^+G^-$ -Zelle oder den anderen drei erwähnten R-G-Zellen allein nicht "gesehen" werden kann. Erst die in Kap. 5.2.4 erwähnten Farbzellen – je eine für den roten Punkt und eine örtlich benachbarte für den grünen Hintergrund – ermöglichen es, ein solches Farbgitter zu erkennen. Das Zusammenfassen der Signale benachbarter P-Kanal-Zellen verschlechtert das Auflösungsvermögen für das Farbensehen, was sich auch in psychophysischen Experimenten nachweisen lässt<sup>179</sup>.

---

<sup>175</sup> BOUR L.J.: The influence of the spatial distribution of a target on the dynamic response and fluctuations of the accommodation of the human eye. *Vision Res.* V21 (1981) P1287-1296.

<sup>176</sup> LEGGE G.E.: A power law for contrast discrimination. *Vision Res.* V21 (1980) P457-467.

<sup>177</sup> WOLFE J.M., OWENS D.A.: Is accommodation colorblind? Focusing chromatic contours. *Perception* V10 (1981) P53-62.

<sup>178</sup> SWITKES E., BRADLEY A., SCHOR C.: Readily visible changes in color contrast are insufficient to stimulate accommodation. *Vision Res.* V30 N9 (1990) P1367-1376.

<sup>179</sup> MULLEN K.T.: The contrast sensitivity of human colour vision to red-green and blue-yellow chromatic gratings. *J. Physiol.* V359 (1985) P381-400.

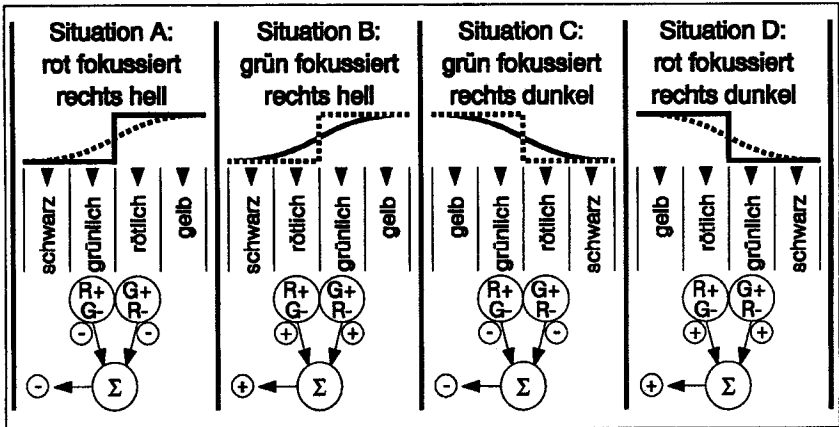


Fig. 5-10: Die ausgezogenen Linien (für Rot) und die punktierten Linien (für Grün) zeigen den bichromatischen Intensitätsverlauf einer gelb-schwarzen Sehobjektkante. Bei polychromatischem Licht kann wegen der chromatischen Aberration Rot und Grün nicht gleichzeitig scharf abgebildet werden. Dadurch entstehen rötliche oder grünliche Ränder an der Kante, welche durch zwei Typen von Farbzellen ( $\begin{pmatrix} R+ \\ G- \end{pmatrix}$ ) und ( $\begin{pmatrix} G+ \\ R- \end{pmatrix}$ ) detektiert werden. Deren Signale summieren sich in der hypothetischen Vorzeichenindikatorzelle ( $\Sigma$ ). Diese Zelle liefert nur in Situation A und B das richtige Vorzeichen für die Akkommodationskorrektur. Um Situation C von A und Situation D von B zu unterscheiden, muss in einem statischen Modell zusätzlich Information über die Orientierung der Kante (via Helldunkel-Kontrast) zur Verfügung stehen. Da die R-G-Farbzellen im wesentlichen nicht zwischen Gelb und Schwarz unterscheiden können, müssen auch achromatische Zellen oder Y-B-Zellen beteiligt sein. Zellen können keine negativen Impulsraten haben. Daher ist ein zweiter antagonistischer Zellensatz erforderlich, der – um die Figur zu vereinfachen – nicht separat dargestellt ist.

Aus der Tatsache, dass die Akkommodation nicht auf Farbkontraste mit fehlendem Helligkeitskontrast reagiert, könnte man schliessen, dass die erwähnten R-G-Farbzellen nicht aktiv am Regelvorgang beteiligt sind. Auch wenn sie alleine nicht imstande sind, den Akkommodationsreflex zu verursachen, besteht dennoch die in Kap. 3.5 angedeutete Möglichkeit, dass solche Zellen als Indikator für das Vorzeichen der Akkommodationskorrektur dienen könnten. Wie in Fig. 5-10 anhand von vier Situationen gezeigt wird, und worauf Crane hingewiesen hat<sup>180</sup>, muss dazu in einem *statischen Modell* ein Helligkeitskontrast vorhanden sein, um aus den farbigen Rändern eines Sehobjekts eindeutig auf das Vorzeichen der Akkommodationskorrektur schliessen zu können. Dieser

<sup>180</sup> CRANE H.D.: A theoretical analysis of the visual accommodation system in humans. Stanford Res. Inst. Project 5454, NASA CR-606 (1966).

Helligkeitsunterschied kann nur von achromatischen Kontrastzellen (innerviert vom P- oder vom M-Kanal) oder aber von Y-B-Farbzellen übertragen werden.

In einem *dynamischen Modell* verursachen Akkommodationsfluktuationen ständige Wechsel zwischen Situation A und B bzw. zwischen C und D in Fig. 5-10. Die beiden Fälle unterscheiden sich dadurch, dass für gleiche Änderungen der Zellaktivitäten die Fluktuationen der Akkommodation in jeweils umgekehrter Richtung verlaufen. Wenn wie im Modell von Kap. 5.3.1 vom Fluktuationsgenerator zusätzlich die Information über die momentane Fluktuationsrichtung zur Verfügung steht, kann das Vorzeichen der Akkommodationskorrektur ohne Signale achromatischer Zellen ermittelt werden.

Einzelne in Kap. 3.5 erwähnte Arbeiten ergaben, dass bei gewissen Versuchspersonen bzw. Affen das Vorhandensein mehrerer Wellenlängen und damit der chromatischen Farbfehler für den Akkommodationsvorgang von Vorteil ist. Auch in einer Untersuchung von Charman et al.<sup>181</sup> wurde dies festgestellt. Jedoch zeigte sich, dass nach einer adäquaten Trainingsphase alle Personen sowohl auf poly- als auch auf monochromatische Sehobjekte gleich gut akkommodieren konnten. Eine Studie, bei welcher die chromatische Aberration künstlich umgekehrt wurde, ergab keine Effekte auf das statische Akkommodationsverhalten<sup>182</sup>. Diese Ergebnisse sprechen gegen die in diesem Kapitel dargestellten Modelle und damit gegen einen Einfluss der Farbzellen auf die Akkommodation.

---

<sup>181</sup> CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation and color. J. Opt. Soc. Am. V68 N4 (1978) P459-471.

<sup>182</sup> BOBIER W., CAMPBELL M.C.W., HUNCH M.: The influence of chromatic aberration on the static accommodative response. Vision Res. V32 N5 (1992) P823-832.



## 6. Methoden

Dieses Kapitel erklärt die Messungen, deren Resultate in Kap. 7. vorgestellt werden. Es wird die Akkommodationsmessung (Kap. 6.1) und die Methode der Sehzeichenpräsentation (Kap. 6.2) gezeigt. In Kap. 6.3 wird begründet, warum (für Teil A dieser Arbeit) nur eine Versuchsperson untersucht wurde. Kap. 6.3 beschreibt auch deren visuelle Eigenschaften. Zu Beginn von Kap. 6.1 und Kap. 6.2 werden die Grundprinzipien der verwendeten Methoden gezeigt.

### 6.1 Messung der Akkommodation

Es gibt drei verschiedene Möglichkeiten zur Bestimmung der Akkommodation:

- *Messen der Aktivität des Ziliarmuskels*: Diese Messmethoden, welche invasiv oder nicht-invasiv durchgeführt werden können, registrieren nicht direkt die Dioptrienänderung durch Akkommodation und waren daher für diese Arbeit nicht vorgesehen.
- *Messen der Veränderungen in der Linsengeometrie*: Dabei wird entweder mit optischen oder akustischen Methoden die Position oder die Krümmung der Linsenvorderfläche bestimmt<sup>183</sup>. Da in dieser Arbeit ein Zusammenhang zwischen Retinabild und Akkommodation hergestellt werden soll, wurde ein solches Verfahren ebenfalls nicht eingesetzt.
- *Messen der Veränderungen des Retinabildes*: Dies kann einerseits *subjektiv* durch die untersuchte Person oder *objektiv* durch Rückwärtsprojektion des von der Netzhaut reflektierten Lichts auf Photozellen erfolgen<sup>184</sup>. Das subjektive Verfahren mit einem *Laseroptometer*<sup>185</sup>, welches für diese Arbeit verwendet wurde, eignet sich speziell für genaue Messungen der Akkommodation auf statische Sehobjekte. Die objektiven Verfahren, mit einer etwas geringeren Genauigkeit und einem grösseren technischen Aufwand, eignen sich auch für dynamische Sehobjekte.

---

<sup>183</sup> Eine einfache Methode, welche heute noch hin und wieder angewandt wird, wurde von J. E. PURKINJE publiziert (*Commentatio de exanune physiologico argani visus*. Breslau (1823)): Die Position des dritten der nach ihm benannten vier Spiegelungsbilder einer Punktlichtquelle, welche im Auge zu erkennen sind, verändert sich systematisch mit der Krümmung und Position der Linsenvorderfläche und daher auch mit der Akkommodation.

<sup>184</sup> KRUEGER H., HESSEN J.: Objektive kontinuierliche Messung der Refraktion des Auges. *Biomed. Technik* V27 (1982) P142-147.

<sup>185</sup> INGELSTAM E., RAGNARSSON S.: Eye refraction examined by aid of speckle pattern produced by coherent light. *Vision Res.* V12 (1972) P411-420.

Das *Grundprinzip eines Laseroptometers* besteht darin, dass kohärentes Licht auf eine bewegte, diffus reflektierende Fläche projiziert wird. Akkommodiert das Auge nicht auf die Fläche, ist ein bewegtes Interferenzmuster des Laserlichts (Punktmuster, "Speckles") zu erkennen. Die Bewegungsrichtung hängt davon ab, ob das Auge bezüglich der Fläche kurz- oder weitsichtig eingestellt ist. Mit Hilfe eines Suchverfahrens kann die Fläche in die gesuchte Distanz der Akkommodationseinstellung gebracht werden, bei welcher keine Bewegung des Interferenzmusters mehr zu erkennen ist. In Kap. 6.1.1 wird die Konstruktion des verwendeten Laseroptometers beschrieben.

Sowohl der Skalennullpunkt als auch die Skaleneinteilung des Laseroptometers muss geeicht werden. In Kap. 6.1.2 wird gezeigt, wie dies durch Anwendung eines Zykloplegikums sowie durch geometrisch-optische Überlegungen erfolgte. Gemäss Kap. 6.1.3 wurde ein Suchverfahren programmiert (Gabelverfahren), das von der Versuchsperson die Antwort verlangt, in welche Richtung sich das eben gesehene Interferenzmuster bewegt hat. Aufgrund der vorhandenen Antworten ermittelt ein Computerprogramm die neue Position der reflektierenden Fläche. Eine Schwierigkeit ergibt sich dadurch, dass die Akkommodation fluktuiert. Das heisst, dass jeder Durchgang des Suchverfahrens einen anderen Wert liefert. In Kap. 6.1.3 wird gezeigt, wie mit diesen unterschiedlichen Werten das Ausmass der Akkommodationsfluktuationen geschätzt werden kann.

### **6.1.1 Aufbau des Laseroptometers**

Der Aufbau des verwendeten Laseroptometers ist in Fig. 6-1 dargestellt. Durch diffuse Reflexion kohärenten Lichts eines HeNe-Lasers (Wellenlänge = 633 nm) an einem langsam rotierenden Zylinder wird ein Punktmuster (englisch: Speckles) erzeugt. Bei Beobachtung dieses Musters erscheinen die einzelnen Punkte je nach Akkommodationseinstellung des Betrachters in eine andere Richtung bewegt: Ist das Auge relativ zur Zylinderachse kurzsichtig eingestellt, entsteht der Eindruck einer Mitläufigkeit der Punkte mit der Zylinderdrehung, bei weitsichtiger Einstellung wird eine Gegenläufigkeit wahrgenommen.

Mittels Zugkabel verschiebt ein Gleichstrommotor den Schlitten, auf welchem sich der rotierende Zylinder befindet. Er bestimmt die durch eine Optometereinlinse vergrösserte Distanz zwischen Auge und Zylinder. Ein vom Zugkabel betätigtes Potentiometer erfasst die Position als elektrische Spannung, welche durch eine elektronische Regelungsschaltung mit einem Sollwert verglichen

wird. Bei einer Regelabweichung korrigiert die Schaltung die Position des Schlittens. Der Sollwert wird ebenfalls als elektrische Spannung entweder manuell durch ein weiteres Potentiometer oder über einen Digital-Analog-Wandler durch einen Personalcomputer vorgegeben. Die Positionen werden immer von derselben Seite her angefahren, um Fehler durch Reibungshysterese zu vermeiden. Ein Tastendruck oder ein computergesteuerter Impuls öffnet die Blende. Das Laseroptometer erreicht eine technische Messgenauigkeit von etwa  $\pm 0.05$  dpt.

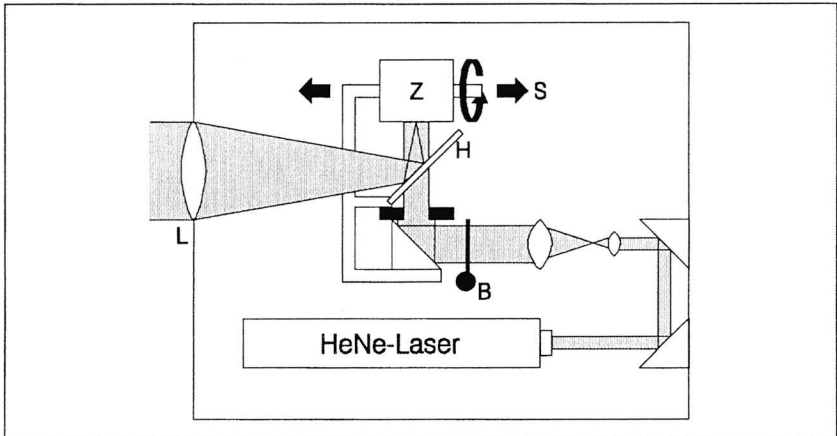


Fig. 6-1: Aufbau eines Laseroptometers zur Messung der Akkommodation. Durch die Optometerlinse L wird der rotierende Zylinder Z über einen halbtransparenten Spiegel H beobachtet. Über verschiedene Spiegel und Linsen wird ein Laserstrahl aufgeweitet. Der erzeugt bei offener Blende B, durch Unebenheiten des Zylinders Z bedingt, ein Interferenz-Punktmuster. Verschieben des Schlittens S verändert die Distanz zwischen Linse L und Zylinder Z.

Das Punktmuster wird jeweils für die Dauer von 500 ms in Blickrichtung der Versuchsperson eingeblendet, während zwei andere Blenden den Strahlengang der Projektionsapparatur unterbrechen (für eine graphische Darstellung des zeitlichen Ablaufs siehe Fig. 6-4 in Kap. 6.2.1). Falls die Versuchsperson das Sehzeichen als scharf beurteilt, übermittelt sie dem Computer die gesehene Richtung der Punktbeziehung mittels zweier Tasten. Dieser verändert die Distanz zwischen Zylinder und Auge nach einem bestimmten Suchverfahren, worauf der Vorgang wiederholt werden kann. Falls das Sehzeichen nicht als scharf beurteilt wird, wiederholt sich der Vorgang ohne Zylinderverschiebung. Diese Prozedur erfolgt so lange, bis eine Position des Zylinders gefunden ist, bei welcher sich keine eindeutige Bewegungsrichtung, sondern eine Art stationäres "Brodeln" der Punkte feststellen lässt (Druck auf beide Tasten gleichzei-

tig). Danach registriert der Computer die Zylinderposition, die zusätzlich auch an einer Skala am Laseroptometer abgelesen werden kann. Für die Untersuchungen wurden drei Suchverfahren programmiert, von denen das verwendete Gabelverfahren in Kap. 6.1.3 noch genauer beschrieben wird. Die Automatisierung mittels Computer beschleunigt das Verfahren und macht es unabhängig vom Versuchsleiter. Die im nächsten Kapitel erläuterte Eichung und eine einfache statistische Auswertung erfolgt direkt während der Messung.

Da die Messung auf einem subjektiven Verfahren beruht, wird die tatsächliche Messgenauigkeit zusätzlich zur technischen Messgenauigkeit durch die Fähigkeit der Versuchsperson beeinflusst, die mittlere Bewegung des Punktmusters detektieren zu können. Daher hat sich das Einblenden des Punktmusters in ein ständig anwesendes Sehzeichen nicht bewährt, da dann die Detektionsfähigkeit unter anderem von der Sehzeichenfarbe abhängt. Das rote Punktmuster wäre beispielsweise auf rotem Hintergrund weniger deutlich zu erkennen als auf grünem. Einen Einfluss hat auch die Grösse der Augenpupille, welche die Grösse der Punkte bestimmt. Da das Laserlicht einem anderen Strahlengang folgt als das Licht des Sehzeichens, ist nicht die künstliche Pupille der Projektionsapparatur dafür massgebend. Um die Punktgrössen insbesondere bei den Messungen mit Zykloplegikum unabhängig vom natürlichen Pupillendurchmesser zu halten, wurde möglichst nahe beim Auge eine Blende mit 5.5 mm Durchmesser in den Strahlengang des Laseroptometers eingebaut. Ein kleinerer Durchmesser von 3 mm führte zu weniger stabilen Resultaten.

Die einzelnen Punkte des Punktmusters bieten keinen Reiz für die Akkommodation, da sie erst auf der Retina als Interferenzmuster entstehen und dadurch bei jeder Akkommodationseinstellung scharf erscheinen. Allerdings könnte der Rand des ganzen Musters Anlass zu Akkommodationsänderungen sein; die kurze Präsentationszeit von 500 ms verhindert dies jedoch weitgehend. Um Blendwirkungen zu vermeiden, stellt ein Graufilter die Helligkeit des Punktmusters auf eine ähnliche Helligkeit wie diejenige des Sehzeichens ein.

### 6.1.2 Eichung des Laseroptometers

Zur Eichung des Laseroptometers sind zwei unterschiedliche Verfahren notwendig. Einerseits muss der Nullpunkt der Dioptrienskala, andererseits deren Einteilung festgelegt werden. Geht man von der Reiz-Antwort-Gleichung (3.2) aus Kap. 3.4 aus, beträgt die Akkommodation  $a$  auf ein Sehobjekt in Distanz  $d$  (in dpt)  $a \approx a_r + b \cdot (d + a_{\text{korrr}} - a_r)$  mit der Ruhelage  $a_r$ , der Steigung der Reiz-Antwort-Kurve  $b$  und einer von  $a_r$  und  $b$  unabhängigen, aber vom Spektrum

des Sehobjekts abhängigen Funktion  $a_{\text{korrr}}$ . Die folgenden Eichverfahren beeinflussen diese Funktion nicht, da sich eine Änderung des Nullpunkts oder der Skalenteilung formal durch eine Änderung der Grössen  $a_r$  oder  $b$  berücksichtigen lässt. Dass  $a_{\text{korrr}}$  von der Eichung unabhängig ist, ermöglicht die im folgenden Kapitel beschriebene nachträgliche Feinkorrektur des Nullpunkts. Die Eichung der Grösse  $d$  ist gemäss Kap. 6.2.2 ohne Akkommodationsmessung möglich und wird hier als berücksichtigt vorausgesetzt.

### *Bestimmen des Skalennullpunkts*

Die Anwendung eines Zykloplegikums ermöglicht eine feste, unbeeinflussbare Akkommodationseinstellung im Fernpunkt (Kap. 3.2). Eine Messung mit dem Laseroptometer legt dann bei normalsichtigen Personen den Skalenpunkt 0 dpt, bei fehlsichtigen Personen einen dem Ausmass der Fehlsichtigkeit entsprechenden Skalenpunkt fest. In dieser Arbeit wurde zur Messung der Fehlsichtigkeit ein Autorefraktometer AR-1000 (Nidek Co. Ltd., Japan) verwendet, welches vorerst als dpt-Eichmass sowohl für das Laseroptometer als auch für die Sehzeichendistanz diente. Ein erster Versuch mit 2 Tropfen Mydriaticum-Dispersa (Wirkstoff: 5 mg Tropicamid pro 1 ml; Hersteller: Dispersa AG, Hettlingen CH) im Abstand von 5 min verabreicht, ergab eine Veränderung des Pupillendurchmessers (Mydriasis) und des Nahpunkts (Zykloplegie) gemäss Fig. 6-2.

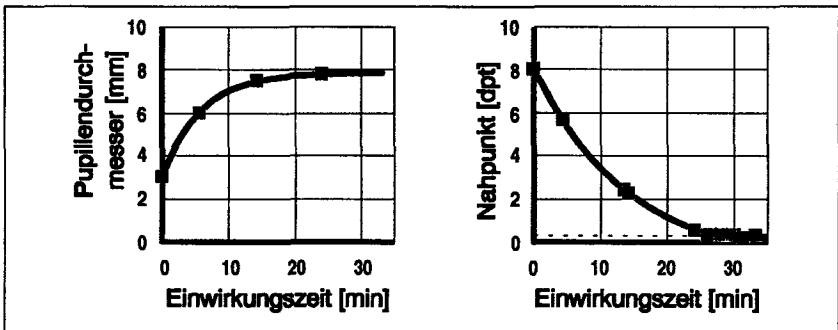


Fig. 6-2: Veränderung von Pupillendurchmesser und Nahpunkt nach Verabreichung von 2 Tropfen eines Mydriaticums bei einer Versuchsperson.

Es zeigte sich, dass der Fernpunkt der Versuchsperson von 0.16 dpt ( $\pm 0.02$  S.f.) mit 0.33 dpt ( $\pm 0.09$  S.f.) nicht ganz erreicht wurde (gestrichelte Linie in Fig. 6-2 rechts) und eine Restvariation der Akkommodation übrig blieb. Ausserdem dauerte der zykloplegische Zustand zuwenig lange an, um alle gewünschten Eichungen und die in Kap. 6.2.3 noch zu beschreibende Messung

der chromatischen Aberration durchführen zu können. Für diese Untersuchungen wurde daher mit 2 Tropfen Cyclogyl 1% (Wirkstoff: 10 mg Cyclopentolat-HCl pro 1 ml; Hersteller: Alcon Lab. Inc., Fort Worth USA) gearbeitet, welche im Abstand von 5 min verabreicht wurden. Eine vorgängige Untersuchung der Kammerwinkelgrösse zwischen Iris und Hornhaut versicherte, dass das Kammerwasser auch nach Pupillenerweiterung ungehindert abfliessen konnte<sup>186</sup>. Andernfalls wäre ein Anstieg des Augendrucks möglich gewesen; eine Druckmessung zeigte aber, dass das nicht der Fall war. Der Nahpunkt blieb nach der Verabreichung während über 3 Stunden im Fernpunkt fixiert; der Pupillendurchmesser war mit 7 mm etwas geringer als beim Mydriatikum, blieb aber über mehrere Tage in abnehmendem Ausmass vergrössert.

Die alleinige Verwendung des Autorefraktometers als dpt-Eichmass kann nur provisorisch gelten, da eine Unbestimmtheitsbreite bei der Bewegungsdetektion in der Grössenordnung von 0.2 dpt die Genauigkeit des Laseroptometers einschränkt. Wesentlich ist eine Übereinstimmung der Optometerwerte mit den korrespondierenden Distanzen des Sehzeichens. Dazu konnten die Resultate der Hauptmessungen, welche Thema von Kap. 7.3 sein werden, für eine nachträgliche Feinkorrektur der Laseroptometerwerte herangezogen werden. Bei diesen Messungen wurde die Akkommodation für verschiedene Situationen gemessen und daraus durch nichtlineare Regression unter anderem 28 mal die Grössen  $a_r$  und  $b$  der Reiz-Antwort-Gleichung (3.2) bestimmt<sup>187</sup>. Nimmt man an,  $d$  sei exakt, aber das Laseroptometer weise einen Nullpunktsfehler  $\Delta$  auf (inkl. Vorzeichen), so ergibt die Regression für  $a_r$  einen verfälschten Wert  $a_r'$ . In diesem Fall lautet dann die Gleichung (3.2)  $a + \Delta \approx a_r' + b \cdot (d + a_{\text{korr}} - a_r')$ . Zieht man davon die ursprüngliche Gleichung (3.2) ab und löst nach  $a_r$  auf, folgt für die Ruhelage:

$$a_r \approx a_r' - \frac{\Delta}{1-b} \quad (6.1)$$

Da  $b$  nahe bei 1 liegt, kann auch eine kleine Abweichung  $\Delta$  zu einem stark verfälschten Wert  $a_r'$  führen. Dadurch wiesen die durch Regression bestimmten 28 Werte für  $a_r'$  ohne Feinkorrektur eine grosse Standardabweichung von 15.7 dpt auf. Durch numerische Iteration wurde  $\Delta$  so verändert, dass die resultierende Standardabweichung von  $a_r$  in (6.1) ein Minimum erreichte. Es ergab sich mit  $\Delta = 0.173$  dpt eine minimale Standardabweichung von 0.875 dpt. Bei den

---

<sup>186</sup> HOLLWICH F.: Augenheilkunde. Thieme Verlag Stuttgart, 7. Aufl. (1974) P139ff.

<sup>187</sup> Die Nichtlinearität entsteht durch einen weiteren Parameter in der Funktion  $a_{\text{korr}}$ .

weiteren Angaben zu gemessenen Akkommodationswerten ist in dieser Arbeit jeweils diese Feinkorrektur von  $-\Delta$  berücksichtigt.

### *Bestimmen der Skaleneinteilung*

Ein einfaches Verfahren zur Eichung der Teilung wäre, wenn neben dem Nullpunkt ein zweiter Skaleneckpunkt mit der vorangehenden Methode bestimmt würde. Dazu müsste entweder mit einer zweiten Versuchsperson mit anderer Fehlsichtigkeit oder mit Kontaktlinsen gearbeitet werden. Wie in Kap. 6.3 noch erläutert wird, war der Aufwand für die Hauptmessungen, welche dieser Methode zugrunde liegen, zu gross für eine zweite Durchführung. Daher wurde zuerst durch geometrisch-optische Berechnung eine provisorische Eichung erreicht, welche sich nach Messung verschiedener Reiz-Antwort-Kurven als plausibel erwies. Die geometrisch optischen Berechnungen ergaben folgende Gleichung:

$$a = \frac{x}{f^2 - x \cdot \theta} \quad (6.2)$$

$x$  ist die Position des Laseroptometer-Zylinders bezüglich des Skalennullpunkts,  $f$  die Brennweite der Optometerlinse,  $\theta$  die Distanz zwischen Auge und Linsenbrennpunkt (alles in m) und  $a$  die Akkommodation in dpt. Befindet sich das Auge im Brennpunkt ( $\theta = 0$ ) und beträgt die Brennweite 100 mm, ergibt sich eine einfache Skala, indem pro 1 dpt Akkommodationsänderung der Zylinder um 1 cm verschoben werden muss. Aus mechanischen Gründen befand sich aber bei den Untersuchungen das Auge in  $\theta = 21.3$  mm Distanz zum Brennpunkt. Das wäre mit einer Linse von 120 mm Brennweite weitgehend vermieden worden. Da dies aber den messbaren Akkommodationsbereich zu stark eingeschränkt hätte, wurde eine 100 mm Linse verwendet und Gleichung (6.2) für die Skalenberechnung berücksichtigt.

Die Skaleneinteilung gemäss (6.2) ist mit Unsicherheiten behaftet: einerseits wegen der sphärischen und chromatischen Aberration der Optometerlinse, andererseits wegen des Astigmatismus des Auges. Diese potentiellen Fehler wirken sich auf den Messwert der Grösse  $b$  der Reiz-Antwort-Gleichung (3.2) in erster Näherung als konstanter Faktor aus. Ein Fehler von  $\theta$  hat bei den verwendeten kleinen Dioptriewerten kaum Einfluss auf das Messergebnis.

### **6.1.3 Gabelverfahren zur Bestimmung der Akkommodation**

Je nach Suchverfahren zur Bestimmung der Laseroptometer-Zylinderposition können schnelle Ergebnisse erreicht (Gabelverfahren) oder mit grösserem zeitlichem Aufwand detailliertere Informationen erhalten werden: Die langsameren

Verfahren ermöglichen auch Streumasse der Akkommodation (Treppenverfahren<sup>188</sup>) oder Summenhäufigkeitskurven (Randomverfahren<sup>189</sup>) zu erfassen. Da die Ermüdung bei langen Testreihen möglichst gering gehalten werden muss, wurde das im folgenden beschriebene *Gabelverfahren* bevorzugt angewendet. Zu Beginn wählt der Computer aus einem vorgegebenen Bereich zufällig einen Startwert für die Zylinderposition aus. Nach jeder Antwort der Versuchsperson wird der gesuchte Wert ausgehend vom Startwert und den Bereichsgrenzen durch Intervallhalbierung nach und nach eingegrenzt. Das Verfahren endet, wenn entweder die Versuchsperson unbewegte Punktmuster erkennt oder wenn die Intervalle kleiner als die technische Messgenauigkeit von 0.05 dpt werden. Bei einem vorgegebenen Bereich von 0 bis 4 dpt wird ein *Einzelwert* nach maximal 8 Abfragen erreicht.

Da die Akkommodation im Verlauf der Messung fluktuiert (Kap. 3.5) muss dieses Verfahren mehrfach angewendet werden: Für die Messung der Akkommodation auf bichromatische Sehzeichen erfolgte hintereinander die Bestimmung von 12 Einzelwerten, von denen jeweils der grösste und der kleinste nicht weiter berücksichtigt wurde. Das aus den restlichen 10 Einzelwerten gebildete Mittel ist das sogenannte "8.3% gestutzte Mittel". Dieses Mass hat den Vorteil, möglicherweise vorhandene Ausreisser weniger stark zu berücksichtigen, wie der gewöhnliche Mittelwert. Ausreisser entstehen beim Gabelverfahren insbesondere dann, wenn die Versuchsperson in der Anfangsphase der Einzelwertmessung nicht die der gesehenen Bewegung entsprechende Taste drückt. Zum Vergleich wurde auch eine gegen Ausreisser robuste Auswertung mit Medianen durchgeführt, welche aber innerhalb der Fehlergenauigkeit keine anderen Resultate lieferte.

Die *Messdauer* für die 12 Einzelwerte betrug total 5 bis 13 Minuten; die *Standardabweichung*  $s_{\text{Gabel}}$  der 10 jeweils berücksichtigten Einzelwerte lag zwischen 0.04 und 0.13 dpt. In folgenden Fällen wurde das Resultat nicht akzeptiert und die Messung zu einem späteren Zeitpunkt wiederholt:

- Bei einer Messdauer von mehr als 13 Minuten (Verhindern von Fehlern durch zu starke Ermüdung).

---

<sup>188</sup> HESSEN J., KRUEGER H.: Integrierende Treppenmethode für psychophysische Schwellenmessungen mit vorgebbarem Schwellenwert. Biomed. Technik V26 (1981) P258-262.

<sup>189</sup> GUILFORD J.P.: The Constant Method. Aus: Psychometric Methods. Tata McGraw-Hill Publ. New Delhi. Chap.6 (1979).



- Bei einer Standardabweichung von mehr als 0.13 dpt (Verhindern von Fehlern durch zu geringe Konzentration).
- Wenn in der Abfolge der Einzelwerte eine kontinuierliche Veränderung der Akkommodation festzustellen war (Verhindern von Fehlern durch zu grosse Änderung der Akkommodationsruhelage (Hysterese: Kap. 3.2)).

Die angegebenen Werte wurden aufgrund von Vorversuchen bestimmt. Es zeigte sich, dass die oberen Grenzen für Messdauer und Streuung auch bei schwierigen Sehobjekten eingehalten werden konnten. (Ergebnisse zur Messdauer werden Thema von Kap. 7.7 sein.)

Um den Einfluss der Akkommodationsschwankungen auf den Messfehler des Gabelverfahrens zu ermitteln, wurde eine Monte-Carlo-Computersimulation mit normalverteilten Vorgabewerten für die Akkommodation durchgeführt. Beträgt die vorgegebene Standardabweichung der Normalverteilung  $\sigma_{\text{Beob}}$ , dann streuen die mit dem Gabelverfahren gemäss Simulation erhaltenen Werte um

$$\sigma_{\text{Gabel}} \approx 0.7 \cdot \sigma_{\text{Beob}}. \quad (6.3)$$

Diese Relation gilt mit genügender Genauigkeit auch dann, wenn man annimmt, dass innerhalb einer *Unbestimmtheitsbreite*  $d_{\text{Beob}} < 0.3$  dpt keine Bewegungsrichtung des Punktemusters erkannt werden kann. Messungen mit dem Randomverfahren ergaben, dass  $d_{\text{Beob}} < 0.3$  dpt war. Dies bestätigten auch die Messungen mit Zykloplegie. Nimmt man weiter an, dass  $\sigma_{\text{Gabel}}$  die Streuung der Grundgesamtheit bei festem  $\sigma_{\text{Beob}}$  repräsentiert (pro  $\sigma_{\text{Beob}}$  wurden 1000 Simulationen durchgeführt), so ergibt sich aus einer Stichprobe mit  $n$  Messwerten und Standardabweichung  $s_{\text{Gabel}}$  eine Schätzung für  $\sigma_{\text{Gabel}}$ . Mit (6.3) und nach Bortz<sup>190</sup> unter Annahme einer normalverteilten Grundgesamtheit folgt weiter als Schätzung für die Akkommodationsstreuung  $\sigma_{\text{Beob}}$ :

$$\sigma_{\text{Beob}} \approx \frac{s_{\text{Gabel}} (4n - 3)}{0.7 (4n - 4)} \quad (6.4)$$

Für  $n = 10$ , wie in den Untersuchungen verwendet, gilt daher:

$$\sigma_{\text{Beob}} \approx 1.47 \cdot s_{\text{Gabel}} \quad (6.5)$$

Mit (6.5) erlaubt das in den Untersuchungen verwendete Gabelverfahren eine grobe Abschätzung der Akkommodationsschwankungen. (Ergebnisse der geschätzten Akkommodationsschwankungen werden Thema von Kap. 7.6 sein.)

---

<sup>190</sup> BORTZ J.: Lehrbuch der Statistik. Springer-Verlag Berlin (1985) 2. Auflage; Seite 125.

## 6.2 Präsentation des Sehzeichens

Um das *Grundprinzip der Projektionsapparatur* zur Präsentation der Sehzeichen zu verstehen, ist es von Vorteil, zwei ineinander verschränkte Strahlengänge getrennt zu betrachten: den Abbildungsstrahlengang und den Beleuchtungsstrahlengang.

Der *Abbildungsstrahlengang* beschreibt, wie das Sehzeichen ins Auge abgebildet wird. Dazu wird das sogenannte *Optometerprinzip* angewendet. Das heisst, das Sehzeichen wird von der Versuchsperson durch eine sogenannte Optometerlinse betrachtet, welche so angeordnet ist, dass deren bildseitige Brennebene mit der Pupillenebene des Auges zusammenfällt. Das hat zur Folge, dass der Abstand des Sehzeichens von der Optometerlinse (z.B. in cm) proportional zur wahrgenommenen Entfernung (in dpt) ist und dass die wahrgenommene Grösse des Sehzeichens bei Ändern des Abstands konstant bleibt.

Der *Beleuchtungsstrahlengang* setzt sich aus zwei *Lichtkanälen* zusammen, die durch zwei Blenden computergesteuert geöffnet und geschlossen werden können. Die beiden Lichtkanäle werden durch einen Strahlteilerwürfel kombiniert. Dadurch kann aus zwei monochromatischen Lichtquellen ein bichromatisches Spektrum gebildet werden. Die eine Hälfte des kombinierten Lichts gelangt via Sehzeichen ins Auge, die andere Hälfte dient der Intensitätsmessung. Um mit dem Beleuchtungsstrahlengang eine *künstliche Pupille* zu erzeugen, wird eine Lochblende in die Pupillenebene des Auges abgebildet. Die Lochblende sitzt dazu im Brennpunkt einer Linse, von der aus die Lichtstrahlen parallel in die Optometerlinse eintreten, welche in der Folge ein Bild der Lochblende in ihrer bildseitigen Brennebene erzeugt. Durch das Optometerprinzip ist diese Brennebene gleich der Pupillenebene des Auges.

Der Aufbau der Projektionsapparatur wird in Kap. 6.2.1 geschildert. Kap. 6.2.2 beschreibt Eich- und Justiervorgänge, welche an der Apparatur vorgenommen wurden. Diese sind insbesondere das Kombinieren der beiden Lichtkanäle, das Festlegen der Kopfposition, das Eichen der Sehzeichendistanz und das Eichen der Intensitätsmessung. In Kap. 6.2.3 wird erklärt, mit welcher Methode die chromatische Aberration bestimmt wurde: Ein Zykloplegikum fixierte die Akkommodation, worauf für verschiedene Wellenlängen diejenige Sehzeichendistanz gesucht wurde, welche maximalen wahrgenommenen Kontrast ergab. Kap. 6.2.4 beschreibt die Messmethode im Zusammenhang mit bichromatischen Spektren. Insbesondere wird beschrieben, wie die in Kap. 3. bis Kap. 5. geforderten Randbedingungen berücksichtigt wurden.

### 6.2.1 Aufbau der Projektionsapparatur

Die Apparatur, welche für die Untersuchungen verwendet wurde, ist schematisch in Fig. 6-3 dargestellt. Das rechte Auge (Au) der Versuchsperson beobachtet durch die Optometerlinse (L6) das Sehzeichen (Sz). Dabei wird ihr über einen halbdurchlässigen Spiegel (S4) das Punktmuster des Laseroptometers eingeblendet (Kap. 6.1). Beim Sehzeichen handelt es sich um ein Rechteckgitter mit Ortsfrequenz  $4.8 \text{ p}^\circ$  und einer Modulation von 52%. Gemäss Kap. 4.2.2 wurde das Gitter horizontal in die Projektionsapparatur eingesetzt, um Farbquerfehler zu vermeiden. Das Sehzeichen sitzt je nach Untersuchungsziel vor (bzw. hinter) einem Strahlteilerwürfel (S3), der die Aufgabe hat, die beiden Lichtkanäle zu einer Spektralmischung (bzw. einem Spektralkontrast) zu kombinieren. Es ist beweglich angeordnet, so dass das Auge auf variable Distanzen akkomodieren kann. Die Optometerlinse bewirkt, dass sich die Distanz virtuell von 7 dpt bis  $-4.6 \text{ dpt}$  einstellen lässt und dabei das Sehzeichen immer dieselbe Grösse beibehält.

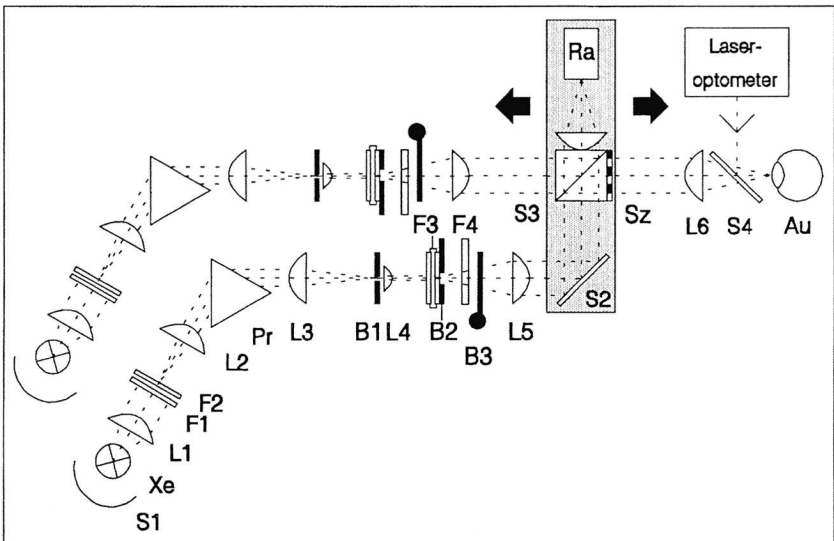


Fig. 6-3: Schematische Darstellung der Projektionsapparatur. Es bedeuten S1 Konkavspiegel; Xe Xenonlampe; L1 entspiegelte sphärische Linse; F1 Wärmeschutzfilter; F2 Interferenzfilter oder Schlitzmaske; L2 entspiegelte Zylinderlinse; Pr entspiegeltes Dispersionsprisma; L3 entspiegelte sphärische Linse; B1 Lochblende; L4 Mikroskopobjektiv; F3 doppelte Mattscheibe; B2 Lochblende für künstliche Pupille; F4 Graufilter; B3 Blende; L5 achromatische Linse; S2 verstellbarer Umlenkspiegel; S3 Strahlteilerwürfel; Ra Radiometer; Sz Sehzeichen; L6 achromatisches Photoobjektiv; S4 halbdurchlässiger Spiegel; Au Auge.

Die Spektren der beiden Lichtkanäle werden nach dem Prinzip des umgekehrten Spektrographen erzeugt: Eine Schlitzmaske (F1) wählt vom Licht der Xenonlampe (Xe) diejenigen Bündel aus, für welche die hinter dem Dispersionsprisma (Pr) entstehenden Spektren gerade mit den gewünschten Wellenlängen auf die Lochblende (B1) fallen. Für die Studien in dieser Arbeit wurde vereinfachenderweise anstatt mit Schlitzblenden mit Interferenzfiltern gearbeitet, da mit den zwei Kanälen die benötigten Spektren sowohl von weissem als auch von mono- und bichromatischem Licht erzeugt werden können. Die Methode mit den Schlitzblenden ist als Option für Untersuchungen mit anderen Spektren vorgesehen.

Das Licht jeder durch das Loch ausgeblendeten Wellenlänge hat eine andere Strahlrichtung, welche mittels eines Mikroskopobjektivs (L4) parallel zur optischen Achse umgelenkt wird. Das Licht gelangt als runder Fleck auf zwei im Abstand von 2 mm angeordnete Mattscheiben (F3). Zwei Linsen (L5 und L6) bilden den Fleck, dessen Grösse durch eine Blende (B2) begrenzt wird, via Strahlteilerwürfel und Sehzeichen auf die Ebene der Augenpupille ab. Das Fleckbild bestimmt dabei, falls es kleiner als die Augenpupille ist, den Durchmesser der künstlichen Pupille; sie wurde zu 3 mm gewählt, da die natürliche Pupille bei der verwendeten Pupillenlichtstärke von 40 td mehr als 4 mm beträgt<sup>191</sup>. Ist die künstliche Pupille zu klein, vergrössert sich die Schärfentiefe so stark, dass keine Akkommodation mehr erfolgt (Kap. 3.2). Die mit dem Radiometer (Ra) gemessene Lichtintensität ist proportional zu derjenigen, welche ins Auge fällt. Eine grobe Steuerung der Intensität erfolgt mit Graufiltern (F4), die zwischen den Mattscheiben und dem Mikroskopobjektiv ausgetauscht werden können; eine Feinsteuerung wird durch Verstellen der Lampenspiegel (S1) unter ständiger Überprüfung der Radiometerwerte erreicht.

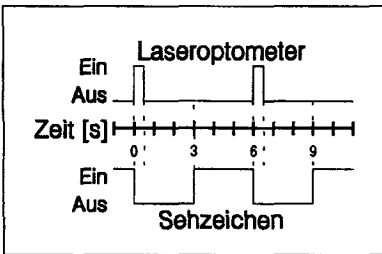


Fig. 6-4: Ein- und Ausblenden von Sehzeichen und Punktmuster des Laseroptometers während der Akkommodationsmessungen.

Der Strahlengang beider Kanäle kann mit zwei elektrisch gesteuerten Blenden B3 unterbrochen werden. Wie in Fig. 6-4 zu sehen ist, erfolgte dies jeweils im Abstand von 3 s. Diese Unterbrüche

<sup>191</sup> DE GROOT S.G., GEBHARDT J.W.: Pupil size as determined by adapting luminance. J. Opt. Soc. Am. V42 (1952) P492-495.

verhindern zu starke Adaptation der Retinarezeptoren (Kap. 5.1.3) oder der retinalen Ganglienzellen (Kap. 5.3.1) und ermöglichen es, das Punktmuster des Laseroptometers vor einem dunklen, vom Sehzeichen unabhängigen Hintergrund einzublenden (Kap. 6.1.1). Die Unterbrüche verhindern auch, dass der Akkommodationsreflex durch "Starren" auf das Sehzeichen blockiert wird.

Die Schwierigkeit beim Bau der Apparatur bestand darin, eine genügend grosse Pupillenlichtstärke zu erhalten, so dass auch bei Wellenlängen am Rande des sichtbaren Spektrums ein Zapfensehen (photopisches Sehen) möglich ist. Zwar sind die verwendeten Xenonlampen intensive, einigermaßen spektral kontinuierliche Punktlichtquellen. Das Herausfiltern einer Wellenlänge reduziert aber die Intensität auf rund 1.7%. Bei der kleinsten zu untersuchenden Wellenlänge (454 nm) hat das Auge einen Empfindlichkeitsgrad von 3.8% im Vergleich zum Maximum bei 555 nm. Die beiden Strahlteiler für das Sehzeichen und das Laseroptometer reduzieren die Intensität weiter auf 25%. Abgesehen von den zusätzlichen Verlusten im optischen Strahlengang wird das Licht also auf 0.016% des ursprünglichen, aus der Lampe stammenden Lichtstroms geschwächt.

Würde die Farbmischung eines Lichtkanals auf einem reflektierenden Schirm durchgeführt, genügte die Intensität von Wellenlängen am Rande des sichtbaren Spektrums nicht, um photopisches Sehen zu ermöglichen. Dies liegt insbesondere daran, dass ein solcher Lambertstrahler (Kap. 4.1.1) einen grossen Anteil des Lichts aus dem optischen Kanal wegstreut. Eine andere Methode bestünde in der direkten Abbildung der vergrösserten Lichtquelle ins Auge. Die dazu notwendige Vergrösserung der Lichtquelle hätte aber die spektrale Mischung mit dem Prisma verunmöglicht und es wäre schwierig gewesen, eine künstliche Pupille zu erzeugen. Die Verwendung von Mattscheiben ist als Kompromiss anzusehen; sie ergeben eine keulenförmige Lichtabstrahlcharakteristik, wodurch sehr wenig Licht den Kanal verlässt. Die erreichbare maximale Leuchtdichte für "Blau" liegt mit dieser Methode im Bereich des photopischen Sehens. Auch die Verwendung einer lichtstärkeren Lampe wurde erwogen (1000 W anstatt 150 W). Abgesehen vom zusätzlichen technischen Aufwand (Lüftung, Schutz der Augen vor reflektierter IR- und UV-Strahlung etc.) hätte dies nur eine unzureichende 10-fache Lichtstromvergrösserung erbracht. Die gewählte Anordnung ergab eine über das Sehzeichen gemittelte, im photopischen Bereich liegende Pupillenlichtstärke von 40 td (zur Eichung siehe Kap. 6.2.2). Damit kein Fremdlicht die Messungen störte, fanden diese im abgedunkelten Raum statt und die Versuchsperson wurde mit einem schwarzen Tuch zugedeckt.

Zusammengefasst weist die Projektionsapparatur folgende Eigenschaften auf:

- Sehobjektdistanz zwischen Nah- und Fernpunkt variierbar
- Grösse des Retinabildes unabhängig von Sehobjektdistanz
- künstliche Pupille wählbar
- Lichtspektren für Sehobjekt und Hintergrund beliebig wählbar
- gleichmässige Farb- und Intensitätsverteilung des Sehzeichens
- Lichtintensitäten im photopischen Bereich
- Lichtintensitäten auf genau definierte Werte einstellbar
- Ein- und Ausblenden des Sehzeichens automatisch
- Kopfposition reproduzierbar fixiert

Überlegungen zur Auswahl einzelner Bauteile und deren genauere Spezifikationen werden in Anhang 12.6 wiedergegeben.

### 6.2.2 Eichung und Justierung der Projektionsapparatur

Folgende Eich- bzw. Justiervorgänge wurden an der Projektionsapparatur durchgeführt:

#### *Kombinieren der beiden Lichtkanäle*

Da die Projektionsapparatur zwei Lichtkanäle aufweist, welche der Strahlteilerwürfel S3 (Fig. 6-3) kombiniert, entstehen an der Position des Auges zwei künstliche Pupillen. Diese müssen durch Verstellen des Spiegels S2 zur Dekkung gebracht werden, was mit Hilfe einer Lupe und einer am Ort der Pupillen angebrachten Mattscheibe erfolgte.

#### *Festlegen der Kopfposition*

Die Versuche erstreckten sich über mehrere Monate. Daher musste der Kopf der Versuchsperson reproduzierbar positioniert werden können. Dies erfolgte mit einer am optischen Aufbau starr verbundenen Kinn-Stirnstütze (Nr. 64901 00 031 von Rodenstock, München D), welche mit Schläfenfixierungen ergänzt wurde. Zur Vermeidung von Farbquer- und Farbvergrösserungsfehlern muss sich die natürliche Pupille am Ort und in der Ebene der künstlichen Pupille befinden (Kap. 4.2.2). Dazu konnte die Augenpupille durch zwei Justierlupen mit Fadenkreuz von vorn und von der Seite beobachtet und durch verschiedene Stützen-Stellelemente an die richtige Position gebracht werden. War die Kopfposition korrekt, konnte die Versuchsperson das Sehzeichen gleichmässig ausgeleuchtet und ohne Farbbränder erkennen. Dies ermöglichte eine Selbstkontrolle der Position durch die Versuchsperson.

### *Eichen der Sehzeichendistanz*

Wie beim Laseroptometer muss für die Sehzeichendistanz der Skalennullpunkt und die Skaleneinteilung festgelegt werden. Die Skaleneinteilung ergibt sich nach (6.2) mit  $\theta = 0$ . Die Messungen der chromatischen Aberration mit Zykloplegie, deren Ergebnisse in Kap. 7.1 dargestellt werden, und ein Vergleich mit den Literaturwerten nach Gleichung (4.7) von Kap. 4.2.2 bestätigten die auf diese Weise berechnete Skaleneinteilung. Der Skalennullpunkt wurde ebenfalls mit Hilfe der Ergebnisse von Kap. 7.1 festgelegt und um die geringe Kurzsichtigkeit der in Kap. 6.3 noch zu beschreibenden Versuchsperson korrigiert.

### *Eichen der Intensitätsmessung und der spektralen Radiometerempfindlichkeit*

Die Leuchtdichte der künstlichen Pupille wurde für jede der verwendeten Wellenlängen mit einem Photometer L1003 (Lichtmesstechnik LMT, Berlin D) zusammen mit der korrespondierenden Radiometerangabe gemessen. Da die spektrale Empfindlichkeit des Photometers aufgrund der Kalibrierung des Herstellers bekannt ist, kann für die Ablesung des Radiometers ein wellenlängenabhängiger Korrekturfaktor bestimmt werden. Damit die Leuchtdichtemessung korrekt ist, muss darauf geachtet werden, dass der gesamte von der künstlichen Pupille ausgehende Lichtkegel in das Photometer fällt. Beim Photometerobjektiv von 40 mm Durchmesser hatte der Lichtkegel einen Durchmesser von etwa 37 mm. Dies erfüllt zwar die gestellte Bedingung. Da aber nicht bekannt ist, ob weitere Blenden das Lichtbündel im Photometer begrenzen, ist die aus der Leuchtdichte berechnete Pupillenlichtstärke von 40 td als untere Grenze anzusehen.

### **6.2.3 Bestimmung der chromatischen Aberration**

Da die chromatische Aberration des Auges ein Hauptthema dieser Arbeit ist, wird vorerst eine kurze Übersicht allgemeiner Messmethoden gegeben. Danach folgt eine Beschreibung der Methode, welche in dieser Arbeit zur Messung der chromatischen Aberration verwendet wurde.

Misst man die chromatische Aberration über die Akkommodationseinstellung bei festem Sehzeichen<sup>192</sup>, so erhält man nicht die tatsächlich vorhandene Brechkraft der Augenlinse, sondern Werte, welche in Richtung der Akkommo-

---

<sup>192</sup> MILLODOT M., BOBIER C.: The state of accommodation during the measurement of axial chromatic aberration of the eye. J. Optom. Physiol. Opt. V53 N4 (1976) P168-172.

dationsruhelage abweichen (Kap. 3.4). Zur Messung des Farblängsfehlers muss deshalb die Akkommodationseinstellung fixiert werden. Dazu kann einerseits, wie in dieser Arbeit, mit einem Zyklusplegikum gearbeitet werden (Kap. 3.2), andererseits ist es auch möglich, einen Fixationsreiz anzubieten, welcher mit Vorteil binokular betrachtet wird<sup>193</sup> (Fixation durch konvergente Akkommodation). Das monochromatische Sehzeichen wird dann nur kurzzeitig in den Strahlengang eingeblendet, um eine Störung der Akkommodationseinstellung zu verhindern. Die Versuchsperson verschiebt ein monochromatisches Sehzeichen solange in der Distanz, bis es subjektiv scharf erscheint und grossen Kontrast aufweist. Eine Alternative bietet ein verbessertes Scheiner-Verfahren<sup>194,195</sup>, bei welchem die (künstliche) Pupille in zwei Durchlassöffnungen unterteilt ist. Dadurch entsteht auf der Netzhaut anstatt eines unscharfen Bildes ein Doppelbild. Dieses wird durch Verschieben des Sehzeichens zu einem Einfachbild gemacht. Die resultierende Distanz des Sehzeichens liefert den Wert des Farblängsfehlers. Beim Scheiner-Verfahren kann die sphärische Aberration bei Absolutmessungen zu Fehlern führen.

Diese auf subjektiver Beurteilung beruhenden Verfahren können objektiviert werden, indem die Bildqualität von aussen elektrooptisch ausgemessen wird<sup>196</sup>. Eine weitere Möglichkeit bieten in-vitro-Messungen des Brechungsindex der verschiedenen Augenmedien<sup>197</sup>. Allerdings kann hier nur durch Berechnung die Grösse des Farblängsfehlers ermittelt werden, da dazu die geometrische Form der Mediengrenzen, insbesondere diejenige der Hornhautvorderfläche berücksichtigt werden muss.

#### *In dieser Arbeit verwendete Methode*

Die Messung der chromatischen Aberration erfolgte im selben Versuchsdurchlauf, wie die Laseroptometereichung mit Verwendung eines Zyklusplegikums zur Fixierung der Akkommodation im Fernpunkt (Kap. 6.1.2). Nach einer Lernphase wurde für verschiedene monochromatische Beleuchtungen (mit Wellenlängen gemäss Tab. 12-2 von Anhang 12.6) das Sehzeichen durch die

---

<sup>193</sup> WALD G., GRIFFIN D.R.: The change in refractive power of the human eye in dim and bright light. *J. Opt. Soc. Am.* V37 N5 (1947) P321-336.

<sup>194</sup> SCHEINER C.H.: *Oculus hoc est*. Verlag D. Agricola Innsbruck (1619).

<sup>195</sup> MOSES R.A.: Vernier Optometer. *J. Opt. Soc. Am.* V61 (1971) P1539.

<sup>196</sup> CHARMAN W.N., JENNINGS J.A.M.: Objective measurement of the longitudinal chromatic aberration of the human eye. *Vision Res.* V16 (1976) P999-1005.

<sup>197</sup> SIVAK J.G., MANDELMAN T.: Chromatic dispersion of the ocular media. *Vision Res.* V22 (1982) P997-1003.



Versuchsperson manuell solange verschoben, bis maximaler Kontrast und grösste Schärfe erreicht war. Dies wurde jeweils 10 mal wiederholt, wobei die Anfangsdistanz des Sehzeichens wechselweise auf zu kurz- und zu weitsichtige Werte eingestellt wurde. Die Intensitäten wurden so gewählt, dass sich für alle Wellenlängen eine konstante Pupillenlichtstärke von 40 td ergab. Die Darstellung der Resultate wird in Kap. 7.1 erfolgen. Wird anstelle des maximalen Kontrasts der minimale Kontrast gesucht, erhält man einen Anhaltspunkt für den Arbeitsbereich des Akkommodationsreflexes (vgl. Fig. 4-7 von Kap. 4.2.3). Ergebnisse solcher Messungen werden Thema von Kap. 7.2 sein.

#### 6.2.4 Bestimmung der spektralen Akkommodationsempfindlichkeit

Die Idee zur Bestimmung der spektralen Akkommodationsempfindlichkeit besteht darin, bei bichromatischen Sehzeichen die Abhängigkeit der Akkommodation vom Intensitätsverhältnis der beiden monochromatischen Spektralanteile zu beobachten. Setzt sich beispielsweise die Intensität (in physikalischen Einheiten) des verwendeten Lichts aus 50% der Wellenlängen 454 nm und aus 50% der Wellenlänge 648 nm zusammen, resultiert eine Akkommodation zwischen den Extremwerten, welche sich durch die chromatische Aberration für monochromatisches Licht dieser Wellenlängen ergeben würden. In diesem Beispiel ergaben die Messungen (oberste Kurve in Fig. 7-3 von Kap. 7.3), dass das Auge nicht genau die Mitte zwischen diesen Extremwerten einstellt, sondern stärker in die Nähe akkommodiert. Die Wellenlänge 648 nm übt daher trotz gleicher Intensität einen stärkeren Einfluss aus als 454 nm. Daraus folgt, dass die spektrale Akkommodationsempfindlichkeit für 648 nm grösser ist als für 454 nm.

Mit den 9 verwendeten Wellenlängen (gemäss Tab. 12-2 in Anhang 12.6) wurde jede mögliche Zweierkombination untersucht, mit Ausnahme jeweils benachbarter Wellenlängen, da bei diesen die Änderung der Akkommodation mit dem Intensitätsverhältnis im Vergleich zu den Schwankungen der Akkommodation zu gering ist. Es ergeben sich dadurch insgesamt 28 untersuchte bichromatische Sehzeichen. Die Ergebnisse werden in Kap. 7.3 dargestellt. Damit die spektrale Akkommodationsempfindlichkeit auf diese Weise mathematisch erfassbar wird, darf nur der Akkommodationsreflex wirksam sein und es muss für folgende Punkte gesorgt werden:

- Eine statische und monokulare Sehzeichenpräsentation bewirkt, dass keine Disparitätsinformation zur Zeichendistanz vorhanden ist und damit die konvergente Akkommodation unwirksam wird (Kap. 3.3).

- Durch Verwenden des Optometerprinzips ändert sich das Aussehen des Sehzeichens nicht mit der Distanz, wodurch keine proximale Akkommodationswirkung zu erwarten ist (Kap. 3.3).
- Die Akkommodationsruhelage darf sich im Verlauf der Messung nicht stark verändern. Dies wäre insbesondere bei der in Kap. 3.2 beschriebenen Akkommodationshysterese der Fall. Die Zeichendistanz  $d$  wurde daher nach folgender Gleichung gewählt:

$$d = 1.5 \text{dpt} - \frac{a_c(\lambda_1) + a_c(\lambda_2)}{2} \quad (6.6)$$

$a_c$  ist die chromatische Aberration für die beiden Wellenlängen  $\lambda_1$  und  $\lambda_2$ , berechnet nach (4.7) von Kap. 4.2.2. Der Wert 1.5 dpt entspricht nach Kap. 3.2 der mittleren Akkommodationsruhelage. Durch diese vom Spektrum abhängige Distanzwahl bleibt die maximal erforderliche Nah- und Fernakkommodation gering und beide treten etwa gleich häufig auf, wodurch eine Akkommodationshysterese verhindert wird.

- Die Wirkung der tonischen Akkommodation kann nicht vermieden werden (Kap. 3.3). Sie ist aber in der Nähe der Ruhelage gering und wird bei der Auswertung als separater Parameter (Steigung  $b$  der Reiz-Antwort-Kurve) berücksichtigt.
- Damit die statistische Auswertung des Zusammenhangs zwischen der unabhängigen Variablen "Intensitätsverhältnis" und der abhängigen Variablen "Akkommodation" zuverlässige Ergebnisse liefert, müssen die Messungen den Wertebereich der streuenden abhängigen Variablen einermassen gleichabständig erfassen. Dadurch kann bei gekrümmtem Kurvenverlauf die unabhängige Variable nicht gleichabständig gewählt werden. Da der Kurvenverlauf nicht von vornherein bekannt ist, wurde ein iteratives Vorgehen gewählt: Der jeweils nächste Messpunkt lag bei der (auf der Achse der unabhängigen Variablen bestimmten) Mitte des grössten (auf der Achse der abhängigen Variablen bestimmten) Intervalls, welches durch zwei bereits gemessene benachbarte Punkte begrenzt wurde.
- Neben der im vorherigen Punkt beschriebenen Festlegung der (physikalischen) Intensitätsverhältnisse besteht die Freiheit, die Gesamtintensität zu wählen. Dies erfolgte so, dass die (photometrische) Pupillenlichtstärke jeweils konstant einen Wert von 40 td aufwies. Die Verwendung einer photometrischen Einheit impliziert jedoch nicht, dass die spektrale Akkommodationsempfindlichkeit der spektralen Hellempfindlichkeit des Auges folgt, sondern soll nur garantieren, dass das Sehzeichen auch bei Wellenlängen am Rande des sichtbaren Spektrums sichtbar bleibt und dass G- und R-Zapfen ungefähr gleich stark adaptiert sind.

### 6.3 Versuchsperson

Für jedes der 28 untersuchten bichromatischen Sehzeichen wurden im Schnitt 7 Akkommodationsmittelwerte bestimmt, von denen sich jeder aus 12 Einzelmessungen berechnete. Eine Einzelmessung dauerte im Schnitt 42 s. Dadurch ergab sich eine reine Messzeit von über 27 Stunden. Berücksichtigt man, dass neben den gültigen Messungen gemäss den Kriterien von Kap. 6.1.3 auch Messwerte zugunsten von Wiederholungsmessungen an einem anderen Tag verworfen wurden, dass zwischen den Mittelwertmessungen mindestens 5- bis 10-minütige Erholungspausen eingeschaltet werden mussten und dass pro Tag etwa 9 Mittelwerte bestimmt werden konnten, wird ersichtlich, dass sich die ganze Versuchsserie für eine Versuchsperson über mehrere Wochen ausdehnte. Es stellte sich daher die Frage, ob eine reduzierte Menge von Datenpunkten aber ein grösseres Personenkollektiv oder ob die spektrale Akkommodationsempfindlichkeit einer einzelnen Versuchsperson möglichst vollständig erfasst werden sollte.

Angesichts der Tatsache, dass es sich um ein neues Verfahren zur Bestimmung einer spektralen Empfindlichkeit handelt, wurde das zweite Vorgehen gewählt. Die erhaltene Empfindlichkeitskurve bildet eine Grundlage für zukünftige ausgewählte Messungen an anderen Versuchspersonen. Dieses Vorgehen hat den Nachteil, dass die Ergebnisse nicht ohne weiteres auf ein Personenkollektiv verallgemeinert werden dürfen. So sind Aussagen über die Verträglichkeit spektraler Verteilungen von Beleuchtungsanlagen, wie sie in Teil B erfolgen sollen, nicht von vornherein gültig. Diesem Umstand wird einerseits dadurch Rechnung getragen, dass ein ausführliches Modell der aus der Literatur bekannten Funktionsweise des Auges (Kap. 3. bis 5.) die Ergebnisse ergänzt.

Andererseits wurde eine Versuchsperson gewählt, bei welcher keine auffälligen Abweichungen des Sehapparats festzustellen waren. Die Versuchsperson, welche mit dem Autor identisch ist, war 34 Jahre alt und männlich; das untersuchte rechte Auge hatte einen normalen Augendruck, normales Farbsehvermögen (Ishihara-Tafeln, Nagelsches Anomaloskop), normale Kontrastempfindlichkeit und einen Visus von 2.0. Der Nahpunkt lag bei 8 dpt, der Fernpunkt bei einer Kurzsichtigkeit von 0.15 dpt ( $\pm 0.015$ ) und der Astigmatismus betrug  $-0.27$  dpt ( $\pm 0.02$ ) mit einer Hauptschnittlage von  $86^\circ$ . Die letzten beiden Fehlsichtigkeiten wurden durch die Eichverfahren von Kap. 6.1.2 und 6.2.2 kompensiert.

## 7. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse gezeigt, welche die Messungen gemäss den Methoden von Kap. 6. ergaben. In Kap. 7.8 wird daraus die spektrale Empfindlichkeit berechnet. Die Diskussion der Ergebnisse erfolgt in Kap. 8.

### 7.1 Chromatische Aberration des Auges

Die Resultate der gemäss Kap. 6.2.3 gemessenen chromatischen Aberration sind in Fig. 7-1 dargestellt.

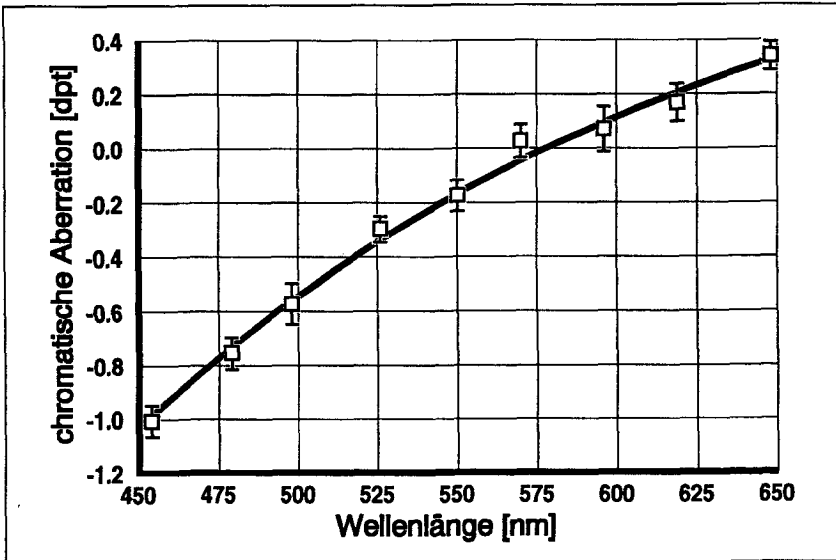


Fig. 7-1: Unter Zykloplegie gemessene Werte der chromatischen Aberration. Das Sehzeichen wurde von der Versuchsperson in diejenige Distanz gebracht, bei welcher maximaler Kontrast zu erkennen war. Die Balken bezeichnen den Standardfehler der Mittelwerte, welche aus 10 Einzelmessungen gewonnen wurden. Die Kurve stellt die nach (4.7) in Kap. 4.2.2 berechnete chromatische Aberration gemäss Literaturangaben dar.

Diese Ergebnisse wurden dafür verwendet, den Nullpunkt der Distanzskala bei 578 nm festzulegen (Kap. 6.2.2). Eine Streckung der Distanzskala (z.B. bedingt durch Brennweitenfehler der Optometerlinse) war jedoch nicht notwendig: Eine Regressionsanalyse mit der Funktion für die chromatische Aberration (4.7) aus Kap. 4.2.2 als Referenz zeigt, dass der Streckungsfaktor 1.015 betragen würde. Dieser Wert liegt unter der relativen Genauigkeit der Referenz-

funktion. Die Übereinstimmung der Messungen mit den Literaturwerten gemäss Funktion (4.7) ist sehr gut. Wie Fig. 7-1 zeigt, liegt nur ein Mittelwert (bei 570 nm) so, dass die Funktion ausserhalb seines Standardfehlers durchläuft. Diese Abweichung ist jedoch nicht signifikant (t-Test, 9 Freiheitsgrade).

## 7.2 Modulationsübertragung

Die Resultate der gemäss Kap. 6.2.3 gemessenen wahrgenommenen ersten Nulldurchgänge der Modulation sind in Fig. 7-2 zusammen mit den Literaturwerten für die chromatische Aberration dargestellt.

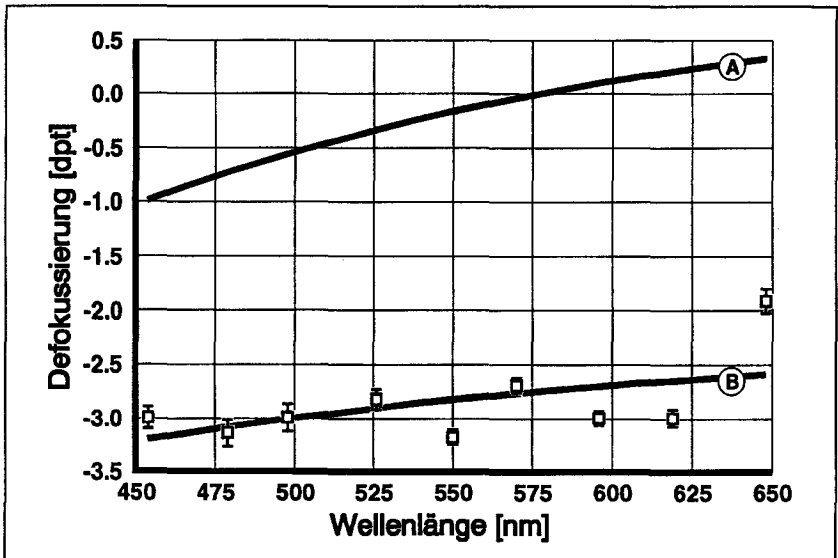


Fig. 7-2: Unter Zykloplegie gemessene Nulldurchgänge der wahrgenommenen Modulation. Das Sehzeichen wurde von der Versuchsperson in diejenige Distanz gebracht, bei welcher minimaler Kontrast zu erkennen war. Die Balken bezeichnen den Standardfehler der Mittelwerte, welche aus 10 Einzelmessungen gewonnen wurden. (A) stellt wie in Fig. 7-1 und Fig. 4-3 die chromatische Aberration dar. (B) ist eine lineare Transformation der Kurve (A) dergestalt, dass die Messpunkte das mittlere Abstandsquadrat minimieren (Ortsfrequenz = 4.8 p<sup>o</sup>; Pupillenweite = 3 mm).

Im Mittel sind die gemessenen ersten Nulldurchgänge etwa 2.7 dpt vom Wert für die chromatische Aberration entfernt. Gemäss Fig. 4-7 aus Kap. 4.2.3 müsste dieser Abstand jedoch 1.2 bis 2.0 dpt betragen (= Abstand zwischen Kurvenmaximum und erstem Nulldurchgang). Es ist aber mit solchen Unterschieden zu rechnen, da die Daten von Fig. 4-7 auf Berechnungen an einem

Modellauge beruhen, welches insbesondere bei den monochromatischen Aberrationen nicht mit dem untersuchten Auge übereinstimmen muss. Ausserdem beziehen sich die Angaben in Fig. 4-7 auf ein Sinusgitter-Sehzeichen und nicht wie bei den Untersuchungen auf ein Rechteckgitter. Um bei letzterem die Modulation Null zu erreichen, müssen auch alle Nebenmaxima der höheren Ortsfrequenzen verschwinden, was eine grössere Defokussierung notwendig macht. Ziel dieser Untersuchung war zu zeigen, dass sich die Scheinauflösung vermeiden lässt und sich daher die Akkommodation in den Hauptmessungen nicht bei Nebenmaxima der Modulation befindet. Die dazu notwendige Abweichung von über 2.7 dpt wäre in den Daten jedoch sofort erkannt worden. Aufgrund dieser Resultate folgt, dass der Arbeitsbereich des Akkommodationsreflexes gemäss Kap. 4.2.3 für das verwendete Sehzeichen mehr als 4 dpt beträgt.

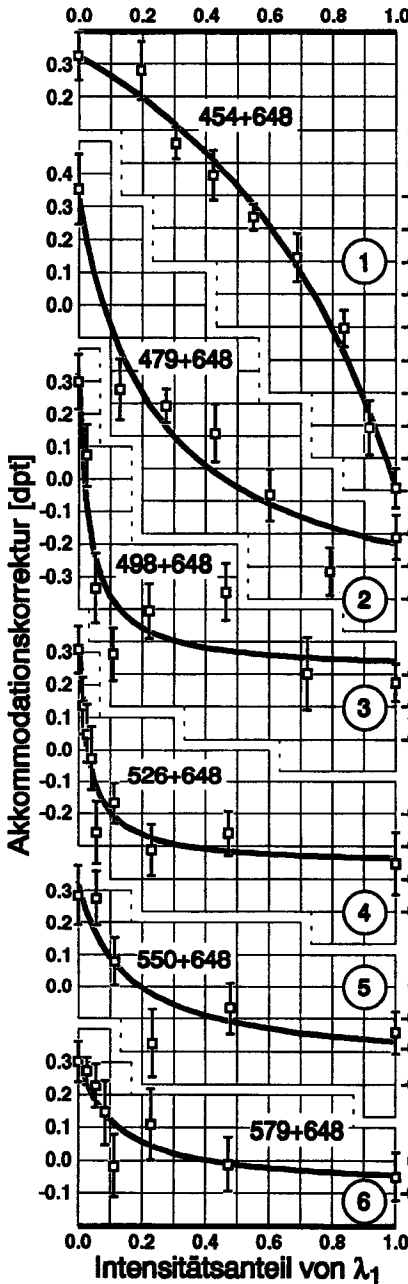
Interessant bei dieser Untersuchung war, dass während der Defokussierung eines bichromatischen Sehzeichens die in Kap. 4.2.4 erwähnte Blau- bzw. Rotföngung der Gitterhalbperioden auftrat.

### 7.3 Akkommodation auf bichromatische Sehzeichen

In diesem Kapitel wird das gemessene Verhalten der Akkommodation bei Blick auf bichromatische Rechteckgitter beschrieben. Die Erläuterung der Messmethode erfolgte in Kap. 6.2.4. Um einen Vergleich mit den theoretischen, durch Spektrum und chromatische Aberration bedingten Korrekturwerten  $a_{\text{kor}}r$  zu ermöglichen, bei welchen maximale Modulation auf der Retina entsteht, muss Gleichung (4.13) von Kap. 4.2.4 für bichromatische Spektren berechnet werden. Für die beiden Wellenlängen  $\lambda_1$  und  $\lambda_2$  des bichromatischen Spektrums seien  $L_{\text{em}1}$  und  $L_{\text{em}2}$  die jeweiligen über den Ort gemittelten spektralen Strahldichten. Dann wird nach (4.13) die Akkommodationskorrektur  $a_{\text{kor}}r$ , welche durch das bichromatische Spektrum und die chromatische Aberration im Vergleich zu einer Einstellung für monochromatisches Licht der Wellenlänge 578 nm notwendig ist:

$$a_{\text{kor}}r = \frac{V_a(\lambda_1) \cdot a_c(\lambda_1) \cdot L_{\text{em}1} + V_a(\lambda_2) \cdot a_c(\lambda_2) \cdot L_{\text{em}2}}{V_a(\lambda_1) \cdot L_{\text{em}1} + V_a(\lambda_2) \cdot L_{\text{em}2}} \quad (7.1)$$

Der Referenzwert 578 nm ist durch die Definition der chromatischen Aberration  $a_c(\lambda)$  gemäss (4.7) in Kap. 4.2.2 begründet.



$V_a(\lambda)$  bezeichnet die spektrale Akkommodationsempfindlichkeit. Nach der folgenden Definition des Intensitätsanteils von  $\lambda_1$

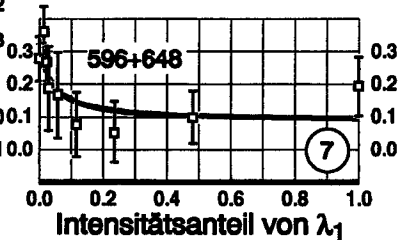
$$h_{12} := \frac{L_{em1}}{L_{em1} + L_{em2}} \quad (7.2)$$

und derjenigen des spektralen Empfindlichkeitsverhältnisses der Akkommodation

$$k_{12} := \frac{V_a(\lambda_1)}{V_a(\lambda_2)} \quad (7.3)$$

folgt aus (7.1):

Fig. 7-3: (links und unten) Gemessene Akkommodationsantworten bei bichromatischen Scheinchen in Abhängigkeit des Intensitätsanteils  $h_{12}$  der Wellenlänge  $\lambda_1$  an der Gesamtintensität. Die Akkommodation wird dargestellt als Korrektur  $a_{\text{kor}}$  in dpt zur Einstellung für monochromatisches Licht von 578 nm.  $\lambda_1$  und  $\lambda_2$  in nm sind in den Diagrammen angegeben.  $\lambda_2$  beträgt 648 nm. Die quadratischen Punkte sind Mittelwerte aus 10 Einzelmessungen; die Balken zeigen die Standardabweichung der 10 Werte. Die Kurven entsprechen der verwendeten Modellgleichung (7.4) mit den Parametern Nr. 1 bis 7 gemäß Tab. 7-1.



$$a_{\text{korr}} = \frac{k_{12} \cdot h_{12} \cdot a_c(\lambda_1) + (1 - h_{12}) \cdot a_c(\lambda_2)}{k_{12} \cdot h_{12} + (1 - h_{12})} \quad (7.4)$$

Die durch die tonische Akkommodation beeinflussten Akkommodationseinstellungen ergeben sich aus der Reiz-Antwort-Gleichung (3.2) von Kap. 3.4 wie folgt:

$a \approx a_r + b \cdot (d + a_{\text{korr}} - a_r)$ , mit der Sehzeichendistanz  $d$  und der Ruhelage  $a_r$  in dpt sowie der von der Wirksamkeit des Akkommodationsreizes abhängigen Steigung  $b$ . Wird  $a_c(\lambda)$  mit (4.7) nach Kap. 4.2.2 berechnet, hängen die Werte für  $a$  somit von den vorgegebenen Grössen  $d$ ,  $h_{12}$ ,  $\lambda_1$  und  $\lambda_2$  sowie den freien Parametern  $a_r$ ,  $b$  und  $k_{12}$  ab. Die Grösse der drei freien Parameter kann durch nicht-lineare Regression aus den Messwerten geschätzt werden. Die Schätzwerte für jede untersuchte Wellenlängenkombination und ihre Standardfehler sind in Tab. 7-1 aufgelistet. Aus den Werten für  $k_{12}$  gemäss (7.4) berechnete Kurven sind zusammen mit gemittelten Messwerten und deren Standardabweichungen in Fig. 7-3 bis 7-9 dargestellt. Für die Berechnung der Regression muss angenommen werden, dass  $a_r$ ,  $b$  und  $k_{12}$  unabhängig von  $h_{12}$  sind. Für  $a_r$  folgt dies aus der gewählten Sehzeichendistanz (6.6) gemäss Kap.

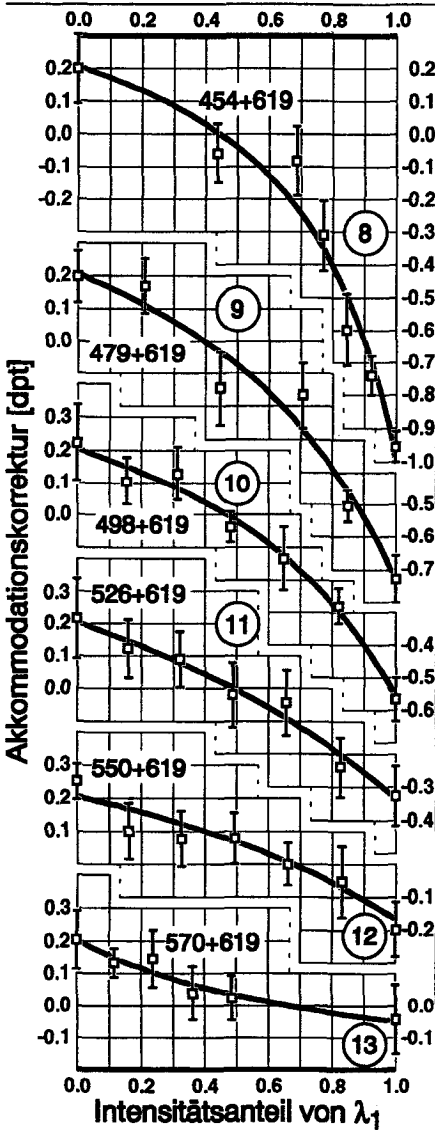


Fig. 7-4: Gemessene Akkommodationsantworten bei bichromatischen Sehzeichen mit  $\lambda_2 = 619$  nm. Die Kurven entsprechen der verwendeten Modellgleichung (7.4) mit den Parametern Nr. 8 bis 13 gemäss Tab. 7-1. Weitere Angaben in Fig. 7-3.



6.2.4: Da die Messungen symmetrisch zur Ruhelage erfolgten, macht sich eine möglicherweise vorhandene Akkommodationshysterese (Kap. 3.2) im Mittel nicht bemerkbar. Parameter  $b$  ist in erster Linie von der Schärfentiefe abhängig. Aus Fig. 4-8 oder Tab. 9-1 kann entnommen werden, dass letztere bei Werten  $h_{12} \approx 0.5$  grösser ist als bei 0 oder 1. Für  $h_{12} \approx 0.5$  wurde jedoch nach (6.6) in der Nähe der Ruhelage gemessen, wo keine systematischen Einstellfehler vorhanden sind und damit der Wert von  $b$  nicht durch die vergrösserte Schärfentiefe beeinflusst werden kann.  $h_{12}$  beeinflusst Parameter  $k_{12}$  über die sich ändernde Adaptation der R- und G-Zapfen: Ist eine kurze Wellenlänge dominierend, adaptieren die G-Zapfen stärker als die R-Zapfen, bei dominierender langer Wellenlänge ist es umgekehrt. Um zu überprüfen, wie stark dieser Einfluss von  $h_{12}$  auf  $k_{12}$  ist, wurde die Adaptation der R- und G-Zapfen mit (5.7) aus Kap. 5.1.3 berechnet und durch veränderte Werte für  $h_{12}$  entsprechend kompensiert. Die Regression zeigte, dass sich die  $k_{12}$  leicht veränderten, dass die Änderungen jedoch kleiner waren als der Standardfehler. Dies liegt daran, dass gemäss Kap. 6.2.4 immer mit konstanter Leuchtdichte gemessen wurde. Für die weiteren Berechnungen wurde keine Kompensation der Rezeptoradaptation berücksichtigt. Sie hätte bei der in Kap. 7.8 noch zu berechnenden  $V_a(\lambda)$ -Funktion eine geringe Reduktion für 648 nm bewirkt.

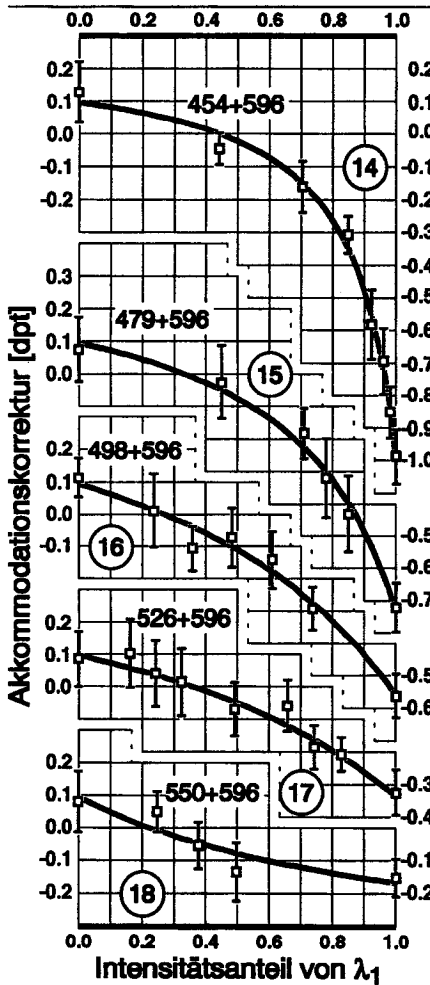


Fig. 7-5: Gemessene Akkommodationsantworten bei bichromatischen Sehzeichen mit  $\lambda_2 = 596$  nm. Die Kurven entsprechen der verwendeten Modellgleichung (7.4) mit den Parametern Nr. 14 bis 18 gemäss Tab. 7-1. Weitere Angaben in Fig. 7-3.

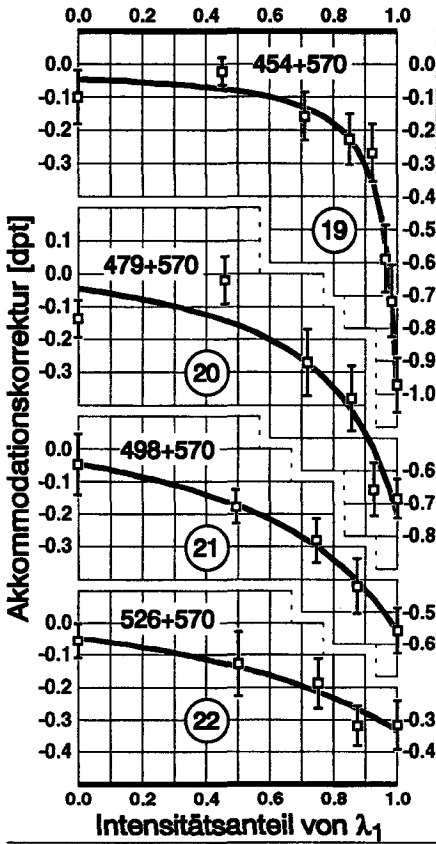
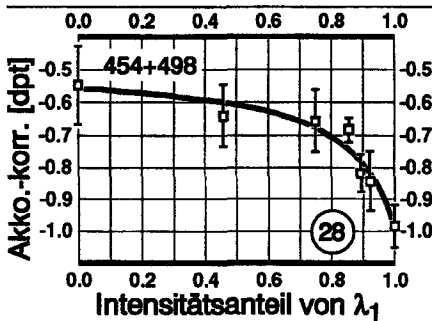


Fig. 7-6: Gemessene Akkommodationsantworten bei bichromatischen Sehzeichen mit  $\lambda_2 = 570$  nm. Die Kurven entsprechen der verwendeten Modellgleichung (7.4) mit den Parametern Nr. 19 bis 22 gemäss Tab. 7-1. Weitere Angaben in Fig. 7-3.

Ebenfalls aus Tab. 7-1 ersichtlich sind sowohl das Bestimmtheitsmass  $r^2$  (= Quadrat der Korrelationskoeffizienten) der nichtlinearen Regressionen, die Standardabweichung der Residuen als auch der Standardfehler der freien Parameter. Alle Korrelationskoeffizienten unterscheiden sich signifikant von Null. Von den drei freien Parametern ist die Ruhelage  $a_r$  am fehleranfälligsten. Dies liegt daran, dass  $a_r$  als Schnittpunkt der Ideal-Reiz-Antwort-Kurve und der gemessenen Kurve bestimmt wird. Je besser diese beiden übereinstimmen, desto unbestimmter wird  $a_r$ . Wie in Kap. 6.1.2 beschrieben, wurde durch eine Umeichung die Varianz zwischen den 28 erhaltenen  $a_r$  Werten minimiert.



Einzelne Werte der Steigung  $b$  sind grösser als 1, das heisst, die Versuchsperson hatte überakkommodiert. Da in der Nähe der Ruhelage

Fig. 7-7: Gemessene Akkommodationsantworten bei bichromatischen Sehzeichen mit  $\lambda_2 = 498$  nm. Die Kurven entsprechen der verwendeten Modellgleichung (7.4) mit den Parametern Nr. 28 gemäss Tab. 7-1. Weitere Angaben in Fig. 7-3.

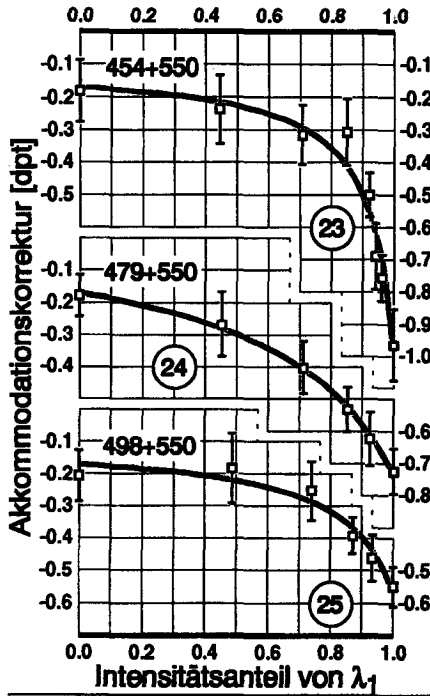
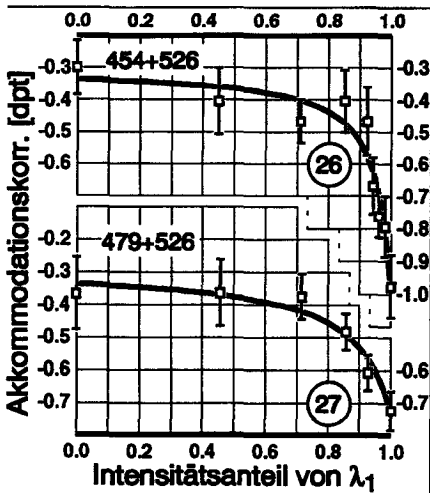


Fig. 7-8: Gemessene Akkommodationsantworten bei bichromatischen Sehzeichen mit  $\lambda_2 = 550$  nm. Die Kurven entsprechen der verwendeten Modellgleichung (7.4) mit den Parametern Nr. 23 bis 25 gemäss Tab. 7-1. Weitere Angaben in Fig. 7-3.



gemessen wurde, kann dies durchaus der Fall sein. Die Grössen  $k_{12}$  werden zur Berechnung der spektralen Akkommodationsempfindlichkeit  $V_a(\lambda)$  in Kap. 7.8 verwendet. Ihr relativer Fehler ist um so grösser, je kleiner der chromatische Brechkraftunterschied für die beiden Wellenlängen im Vergleich zu den Akkommodationsstreuungen ist. Alle drei Parameter der nichtlinearen Regression haben in den Fig. 7-3 bis 7-9 eine anschauliche Bedeutung:  $a_r$  bestimmt die vertikale Verschiebung,  $b$  die vertikale Dehnung und  $k_{12}$  die Krümmung der Kurven. Das Bestimmtheitsmass  $r^2$  gibt darüber Auskunft, welchen Bruchteil der gesamten Varianz eines Datensatzes das verwendete nichtlineare Modell erklärt. Die Standardabweichung der Residuen ist die mittlere Streuung der Akkommodationsmessungen um die nach der nichtlinearen Regression berechneten Kurven.

Fig. 7-9: Gemessene Akkommodationsantworten bei bichromatischen Sehzeichen mit  $\lambda_2 = 526$  nm. Die Kurven entsprechen der verwendeten Modellgleichung (7.4) mit den Parametern Nr. 26 bis 27 gemäss Tab. 7-1. Weitere Angaben in Fig. 7-3.

Tab. 7-1: Angabe der aus den nichtlinearen Regressionen erhaltenen freien Parameter  $a_r$ ,  $b$  und  $k_{12}$  mit ihren Standardfehlern für die untersuchten 28 verschiedenen bichromatischen Sehzeichen. Die Numerierung entspricht den Nummern in den Fig. 7-3 bis 7-9. Ebenfalls angegeben sind die quadrierten Korrelationskoeffizienten  $r^2$  (=Bestimmtheitsmass) und die Standardabweichung der Residuen.

Nr.	$\lambda_1$ [nm]	$\lambda_2$ [nm]	$a_r$ [dpt]	$a_r$ S.f. [dpt]	$b$ [-]	$b$ S.f. [-]	$k_{12}$ [-]	$k_{12}$ S.f. [-]	$r^2$	Resid. [dpt]
1	454	648	1.73	0.08	0.800	0.019	0.431	0.038	0.95	0.076
2	479	648	1.68	0.05	0.643	0.034	5.069	0.932	0.84	0.097
3	498	648	1.72	0.08	0.628	0.045	30.021	7.213	0.72	0.112
4	526	648	2.63	0.34	0.801	0.049	32.729	6.310	0.76	0.093
5	550	648	1.93	0.17	0.725	0.078	7.907	2.821	0.60	0.099
6	570	648	2.24	0.60	0.867	0.089	10.641	3.554	0.55	0.092
7	596	648	1.30	0.16	1.152	0.171	28.064	13.723	0.36	0.115
8	454	619	1.71	0.11	0.771	0.034	0.258	0.036	0.88	0.106
9	479	619	1.20	0.08	0.709	0.038	0.428	0.082	0.86	0.095
10	498	619	1.72	0.08	0.791	0.038	0.415	0.069	0.86	0.079
11	526	619	0.85	0.22	0.791	0.065	0.640	0.182	0.69	0.096
12	550	619	1.45	0.06	0.699	0.079	0.592	0.232	0.54	0.081
13	570	619	3.13	3.12	0.927	0.134	2.176	0.945	0.46	0.082
14	454	596	2.34	0.50	0.946	0.025	0.125	0.013	0.95	0.084
15	479	596	1.17	14.31	1.002	0.051	0.260	0.039	0.87	0.102
16	498	596	2.65	0.60	0.898	0.050	0.460	0.081	0.83	0.084
17	526	596	3.10	1.01	1.111	0.069	0.516	0.109	0.75	0.086
18	550	596	1.68	0.32	0.877	0.134	1.962	0.851	0.48	0.081
19	454	570	1.33	0.10	1.226	0.037	0.041	0.004	0.94	0.101
20	479	570	2.45	0.60	0.894	0.060	0.195	0.044	0.79	0.107
21	498	570	1.17	0.09	1.256	0.060	0.332	0.051	0.90	0.074
22	526	570	1.72	0.09	1.471	0.120	0.458	0.123	0.76	0.084
23	454	550	1.91	0.27	1.097	0.048	0.074	0.010	0.87	0.109
24	479	550	-1.03	3.23	1.040	0.052	0.296	0.051	0.88	0.076
25	498	550	1.98	0.56	0.919	0.080	0.150	0.044	0.70	0.081
26	454	526	0.26	0.87	0.915	0.054	0.047	0.009	0.78	0.101
27	479	526	3.14	2.37	1.055	0.080	0.107	0.027	0.76	0.081
28	454	498	1.08	0.49	1.077	0.081	0.125	0.028	0.73	0.089

## 7.4 Akkommodationsruhelage

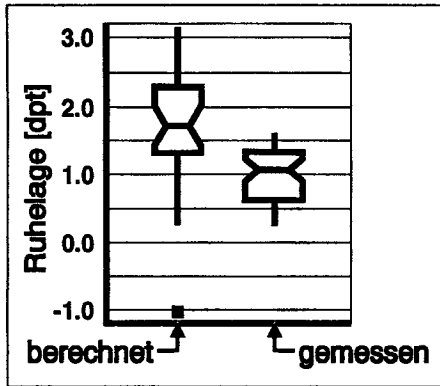


Fig. 7-10: "Notched-Box-Plot" für die durch Regression (Kap. 7.3) und Umrechnung (Kap. 6.1.2) berechneten Werte der Ruhelage (linke Box) und von im Dunkeln mit dem Laseroptometer bestimmten Messwerten der Ruhelage (rechte Box).

Werte für die Akkommodationsruhelage wurden durch zwei unterschiedliche Verfahren bestimmt. Einerseits ergaben sich 28 Schätzwerte im vorangehen-

den Kapitel durch nichtlineare Regression. Sie können in Tab. 7-1 zusammen mit ihren Standardfehlern entnommen werden. Andererseits wurde die Ruhelage 43 mal regelmässig während der Versuchsdauer im Dunkeln mit dem Laseroptometer gemessen. Die Verteilung der Werte ist in Fig. 7-10 als Box-Plot dargestellt. Auffallend ist der (statistisch signifikante) Unterschied zwischen den beiden Medianen. Bereits in Kap. 6.1.2 wurde erwähnt, dass die berechneten Ruhelagewerte teilweise mit grossen Unsicherheiten behaftet sind. Verwendet man die invertierten Quadrate ihrer Standardfehler als Gewichte für eine Mittelung, ergibt sich ein Mittelwert von 1.57 dpt anstatt des ungewichteten Mittels von 1.75 dpt. Ein Teil des Unterschieds ist daher durch diejenigen Ruhelagewerte bedingt, welche einen grossen Standardfehler aufweisen.

Ein anderer Teil des Unterschieds könnte durch die Messmethode der Ruhelage begründet sein. Da im Dunkeln gemessen wurde, war das Auge sehr empfindlich auf vom Laseroptometer stammendes Streulicht, was möglicherweise zu einer Störung der Akkommodationslage geführt haben könnte.

Die festgestellten Schwankungen der Ruhelage befinden sich in Übereinstimmung mit der Literatur (Kap. 3.2) etwa bei 0.5 dpt.

## 7.5 Reiz-Antwort-Kurven

### 7.5.1 Monochromatisches Licht

Die Reiz-Antwort-Kurve für drei monochromatische Sehzeichen wurde durch Messung der Akkommodation in 12 verschiedenen Distanzen erfasst. Ähnlich

wie in der Untersuchung von Charman et al.<sup>198</sup>, unterschieden sich die Kurven nur durch eine Parallelverschiebung infolge der chromatischen Aberration, nicht aber durch unterschiedliche Steigungen. Da die erhaltenen Reiz-Antwort-Kurven für monochromatisches Licht mit der Literatur übereinstimmen und sie in dieser Arbeit nicht weiter verwendet werden, wird auf eine graphische Darstellung verzichtet. Man beachte die Ausführungen zu Fig. 3-4 in Kap. 3.4.

### 7.5.2 Bichromatisches Licht

Weil bei den Messungen mit bichromatischem Licht die Sehzeichendistanz nicht wesentlich verändert wurde, kann nur indirekt über die Werte  $b$  aus Tab. 7-1 eine Aussage zur Reiz-Antwort-Kurve gemacht werden. Deren dekadischer Logarithmus dient in Fig. 7-11 als operationales Mass für die Wirksamkeit des Akkommodationsreizes. In Fig. 7-11 ist zu erkennen, dass sich die Wirksamkeit des Reizes mit zunehmender Wellenlängendifferenz verringert. Der Zusammenhang ist mit  $r = 0.37$  schwach, aber auf dem 5% Niveau signifikant.

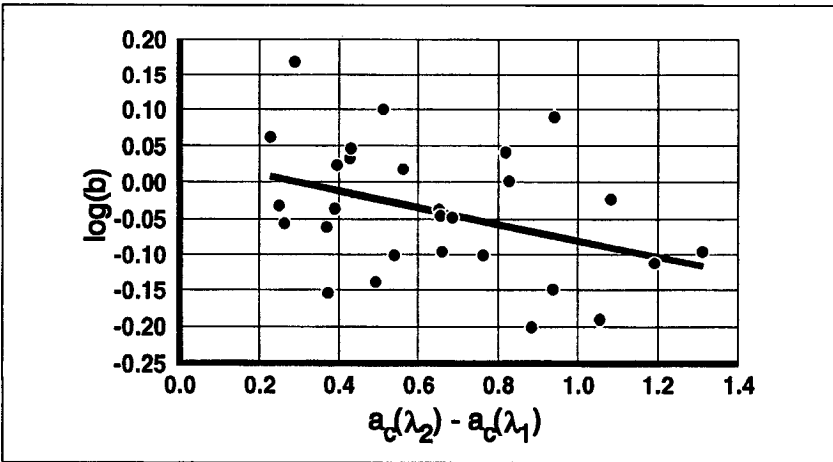


Fig. 7-11:  $\log(b)$  in Abhängigkeit der chromatischen Brechkraftdifferenz.  $\log(b)$  ist gemäss Kap. 3.4 ein operationales Mass für die Wirksamkeit eines Akkommodationsreizes.  $b$  ist die Steigung der Reiz-Antwort-Kurve der Akkommodation. Eingetragen ist die Regressionsgerade ( $r^2=0.14$  signifikant auf dem 5% Niveau).

<sup>198</sup> CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation and color. J. Opt. Soc. Am. V68 N4 (1978) P459-471.

## 7.6 Akkommodationsschwankungen und Spektrum

Um festzustellen, ob die Akkommodationsschwankungen (bzw. die Messdauer in Kap. 7.7) für bichromatische Zeichen grösser sind als für monochromatische, sei folgendes operationale Mass der "Bichromatizität" vorgeschlagen:

$$B_1 := 1 - \frac{|k_{12} \cdot h_{12} - (1 - h_{12})|}{|k_{12} \cdot h_{12} + (1 - h_{12})|} \quad (7.5)$$

$$B_2 := B_1 \cdot |a_c(\lambda_2) - a_c(\lambda_1)| \quad (7.6)$$

$k_{12}$  ist das spektrale Empfindlichkeitsverhältnis nach (7.3).  $B_1$  ist 1, wenn beide Wellenlängen gleich starke Akkommodationswirkung hervorrufen, das heisst, wenn  $k_{12} = 1$  ist. 0 ergibt sich bei monochromatischem Licht. Für  $B_2$  wird dieses Mass mit dem chromatischen Brechkraftunterschied multipliziert. Fig. 7-12 zeigt die nach (6.5) Kap. 6.1.3 aus den Streuungen der Messung berechneten Schwankungen in Abhängigkeit der Bichromatizität  $B_2$ . Es ist keine Abhängigkeit nachzuweisen. Die in der Literatur gemäss Kap. 3.5 erwähnte Amplitude der Fluktuationen zwischen 0.1 und 0.3 dpt stimmt in der Grössenordnung mit den gemessenen Schwankungen überein.

Fig. 7-13 zeigt die Schwankungen für monochromatische Sehzeichen in Abhängigkeit der Wellenlänge. Die Punkte von Fig. 7-13 entsprechen denjenigen, welche in Fig. 7-12 direkt auf der Ordinate liegen. Eingetragen ist auch die Verbindung der für jede gemessene Wellenlänge berechneten Mediane. Es ist zwar die in der Theorie von Kap. 5.3.1 erwähnte Vergrösserung der Akkom-

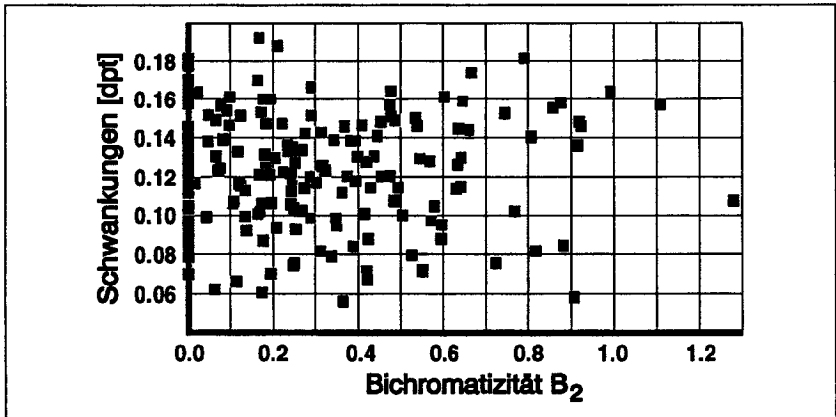


Fig. 7-12: Gemessene Akkommodationsschwankungen in Abhängigkeit der nach (7.6) berechneten Bichromatizität  $B_2$ .

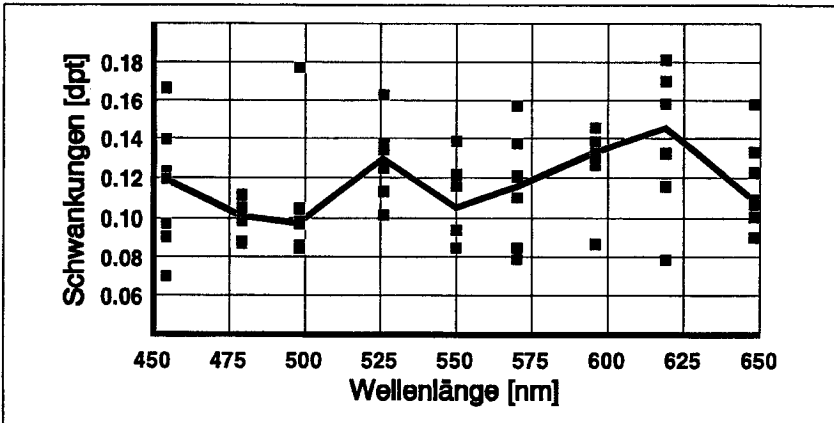


Fig. 7-13: Gemessene Akkommodationsschwankungen in Abhängigkeit der Wellenlänge monochromatischer Rechteckgitter. Die Kurve verbindet die für jede gemessene Wellenlänge berechneten Mediane.

modationsunsicherheit bei 520 nm und 610 nm tendenziell zu erkennen, doch sind die Unterschiede nicht signifikant ( $p = 0.27$ , Kruskal-Wallis H-Test).

### 7.7 Messdauer und Spektrum

Fig. 7-14 zeigt die Messdauer für 12 Einzelmessungen der Akkommodation in Abhängigkeit der nach (7.6) berechneten Bichromatizität  $B_2$ . Wie bei den Akkommodationsschwankungen ist keine Abhängigkeit nachzuweisen. Auch zwischen den Schwankungen und der Messdauer besteht keine Korrelation.

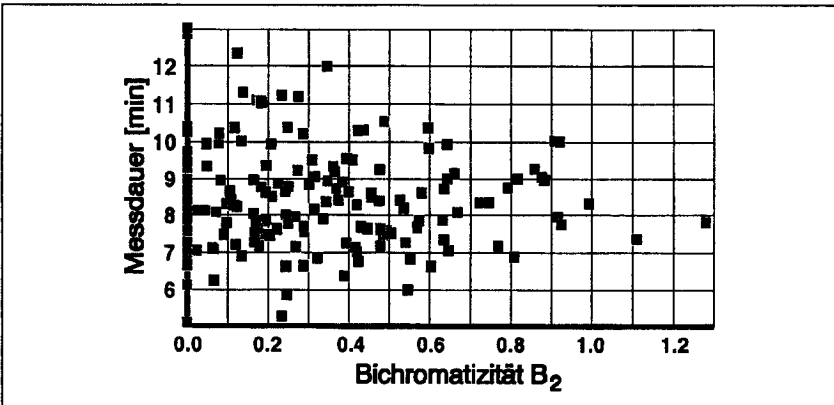


Fig. 7-14: Messdauer in Abhängigkeit der nach (7.6) berechneten Bichromatizität  $B_2$ .



## 7.8 Berechnung der spektralen Empfindlichkeit

Um aus den spektralen Empfindlichkeitsverhältnissen  $k_{12}$  und deren Standardfehlern  $s_{k_{12}}$  die spektralen Empfindlichkeiten  $V_a(\lambda_1)$  bzw.  $V_a(\lambda_2)$  berechnen zu können, wird mit logarithmierten Werten gearbeitet. Das heisst, es wird angenommen, die Fehler der Verhältnisse  $k_{12}$  seien lognormal verteilt. Mit jedem der 28  $\lambda_1$ -,  $\lambda_2$ - und  $k_{12}$ -Werte aus Tab. 7-1 kann aufgrund der Definition (7.3) folgende Gleichung aufgestellt werden:

$$\log(V_a(\lambda_{1,j})) - \log(V_a(\lambda_{2,j})) - \log(k_{12,j}) = e_j; \quad j = 1 \dots n \quad (7.7)$$

$j$  sei identisch mit den Nummern von Tab. 7-1 und  $n = 28$ ;  $e_j$  bezeichnet die statistischen Fehler, deren Quadratsumme es durch Ausgleichsrechnung zu minimieren gilt. Dabei soll jede der 28 Gleichungen mit einem Gewicht  $p_j$  versehen werden, welches die Genauigkeit des zugehörigen  $k_{12}$ -Wertes wiedergibt. Der Fehler von  $\log(k_{12})$  ist gleich dem relativen Fehler von  $k_{12}$ :

$$s_{\log(k_{12}),j} = \frac{s_{k_{12},j}}{k_{12,j}} \quad (7.8)$$

dann folgt für das Gewicht  $p_j = \frac{s_{\log(k_{12}),j}^{-2}}{\sum_{\alpha=1}^n s_{\log(k_{12}),\alpha}^{-2}}$  (7.9)

Durch Matrizenrechnung vereinfacht sich die Ausgleichsrechnung wesentlich. Dazu seien die folgenden Vektoren definiert:

$$\underline{V} := [\log(V_a(\lambda_i))]; \quad \underline{K} := [\log(k_{12,j})]; \quad \underline{e} := [e_j]; \quad \begin{matrix} i = 1 \dots m \\ j = 1 \dots n \end{matrix} \quad (7.10)$$

$i$  ist der Index über die  $m = 9$  untersuchten Wellenlängen;  $j$  entspricht wiederum der Nummer in Tab. 7-1 und läuft bis  $n = 28$ . Um (7.7) in Matrizenform auszudrücken, werde folgende  $n \times m$  Matrix gebildet:

$$\underline{B} := [b_{ji}] \quad \text{mit } b_{ji} = \begin{cases} +1 & \text{wenn } \lambda_{1,j} = \lambda_i \\ -1 & \text{wenn } \lambda_{2,j} = \lambda_i \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (7.11)$$

Gleichung (7.7) lautet dann:  $\underline{B} \cdot \underline{V} - \underline{K} = \underline{e}$  (7.7a)

Die Gewichte  $p$  werden in folgende  $n \times n$  Diagonalmatrix gefasst:

$$\underline{P} := [p_{\alpha,\beta}] \quad \text{mit } p_{\alpha,\beta} = \begin{cases} p_j & \text{wenn } \alpha = \beta \\ 0 & \text{wenn } \alpha \neq \beta \end{cases} \quad (7.12)$$

Die Aufgabe der Ausgleichsrechnung ist nun, die Grösse  $\underline{e}^T \cdot \underline{P} \cdot \underline{e}$  zu minimieren. Für Details zur Ausgleichsrechnung mit den folgenden Gleichungen sei auf die Arbeiten von Grossmann<sup>199</sup> und Wolf<sup>200</sup> verwiesen. Danach würde das gesuchte  $\underline{V}$  durch Auflösen folgender Gleichung bestimmt:

$$\underline{B}^T \underline{P} \underline{B} \underline{V} = \underline{B}^T \underline{P} \underline{K} \quad (7.13)$$

Da jedoch mit dem Gleichungssystem (7.7) nur die Differenzen zwischen den  $\log(V_a(\lambda))$ -Werten festgelegt sind, ist die zu invertierende Matrix  $\underline{B}^T \underline{P} \underline{B}$  singular. Es fehlt noch eine Vorgabe für die Grösse von  $\|\underline{V}\|$ , das heisst, es muss noch ein Normierungsfaktor für  $V_a(\lambda)$  festgelegt werden. Üblicherweise wird dieser Faktor so gewählt, dass  $\max(V_a(\lambda)) = 1$  beträgt. Es ist aber einerseits noch nicht bekannt, welches  $V_a(\lambda)$  das grösste ist und andererseits würde mit dieser vor der Berechnung durchgeführten Normierung die Streuung des grössten  $V_a(\lambda)$  zugunsten der Streuung der anderen  $V_a(\lambda)$ -Werte verschwinden.

Mit dieser Ausgleichsrechnung soll die *Nullhypothese* getestet werden, dass der Akkommodationsreflex über den M-Kanal verläuft und dass sich daher nach Kap. 5.3.1 Unsicherheiten gleichmässig auf die verschiedenen  $V_a(\lambda)$ -Werte verteilen (bis auf Unterschiede, welche durch die Gewichtung mit (7.9) zustande kommen). Die *Alternativhypothese* ist dann, dass der Akkommodationsreflex über den P-Kanal verläuft und dass durch die in Kap. 5.3.1 geschilderte Vergrösserung der relativen Modulationsschwelle die Unsicherheiten der  $V_a(\lambda)$  gemäss Kap. 5.2.2 von  $\lambda$  abhängig sind. Das heisst beispielsweise, dass die Variabilität bei 570 nm geringer sein soll als bei 526 oder 619 nm.

Die Nullhypothese bedingt, dass die zufälligen Fehler (s.u.) gleichmässig auf die  $\log(V_a(\lambda))$ -Werte "verteilt" werden sollen. Dies wird durch folgende Bedingungsgleichung erreicht:

$$\sum_{\alpha=1}^m \log(V_a(\lambda_{\alpha})) = 0 \quad (7.14)$$

Die folgenden Neudefinitionen integrieren (7.14) in (7.13):

---

<sup>199</sup> GROSSMANN W.: Grundzüge der Ausgleichsrechnung, Springer-Verlag 3. Aufl. (1969).

<sup>200</sup> WOLF H.: Ausgleichsrechnung, Dümmlers Verlag Bonn (1975).

$$\left(\underline{\mathbf{B}}^T \underline{\mathbf{PB}}\right)_{\text{neu}} := \begin{bmatrix} \left(\underline{\mathbf{B}}^T \underline{\mathbf{PB}}\right)_{\text{alt}} & \vdots & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ -1 & \dots & -1 & 0 \end{bmatrix}; \quad \left(\underline{\mathbf{B}}^T \underline{\mathbf{PK}}\right)_{\text{neu}} := \begin{bmatrix} \left(\underline{\mathbf{B}}^T \underline{\mathbf{PK}}\right)_{\text{alt}} \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} \quad (7.15)$$

Der Vektor  $\underline{\mathbf{V}}$  wird mit einer Scheinvariablen ergänzt, deren Wert (= 0) nicht weiter interessiert. Aus (7.13) berechnen sich die  $\log(V_a(\lambda_i))$  wie folgt:

$$\underline{\mathbf{V}} = \left(\underline{\mathbf{B}}^T \underline{\mathbf{PB}}\right)^{-1} \left(\underline{\mathbf{B}}^T \underline{\mathbf{PK}}\right) \quad (7.16)$$

Die Resultate dieser Berechnung sind in Fig. 7-15 dargestellt. Die ganze Kurve wurde nach der Berechnung so in der Vertikalen verschoben, dass der Konvention folgend  $\max(V_a(\lambda)) = 1$  beträgt. Die im folgenden berechneten Streuungen bleiben dabei unverändert.

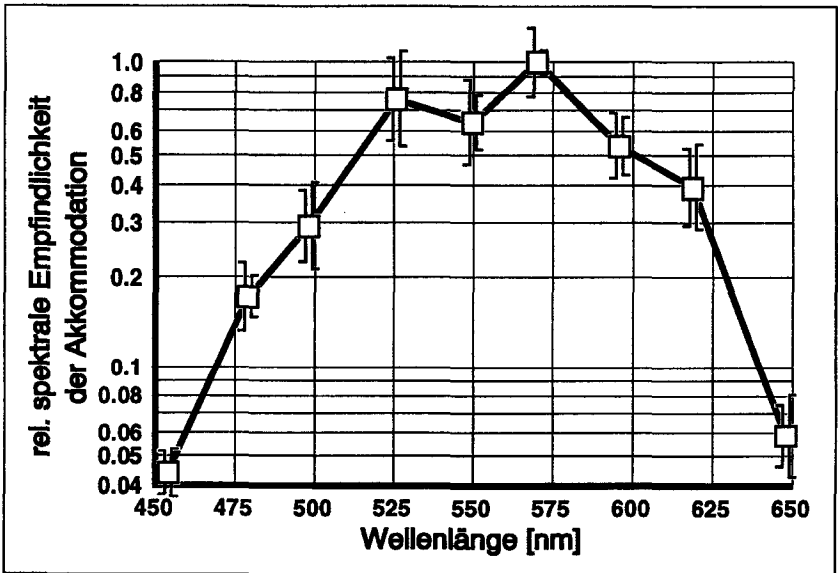


Fig. 7-15: Spektrale Akkommodationsempfindlichkeit  $V_a(\lambda)$  mit logarithmischer Ordinate. Die nach links gerichteten Fähnchen stellen den zufälligen Fehler dar, die nach rechts gerichteten Fähnchen den systematischen Fehler.

Für jede Wellenlänge  $\lambda$  können aus den mit (7.16) erhaltenen  $V_a(\lambda)$  und den gemessenen  $k_{12,j}$  (Tab. 7-1) mit Gleichung (7.3) zusätzliche Werte  $\tilde{V}_a(\lambda)$  berechnet werden:

$$\begin{aligned} \tilde{V}_a(\lambda_{1,j}) &= V_a(\lambda_{2,j}) \cdot k_{12,j}; \quad j = 1 \dots n \\ \tilde{V}_a(\lambda_{2,j}) &= V_a(\lambda_{1,j}) / k_{12,j} \end{aligned} \quad (7.17)$$

Die neuen Werte  $\log(\tilde{V}_a(\lambda))$  streuen um die nach (7.16) erhaltenen  $\log(V_a(\lambda))$ . Diese Streuung (Standardabweichung) entspricht der Unsicherheit, zu welcher eine Wellenlänge zwischen den Ergebnissen der 28 untersuchten Wellenlängenkombinationen beiträgt und ist von der Wahl der Bedingungsgleichung (7.14) unabhängig. Diese Streuungen heissen in der Ausgleichsrechnung oft *systematische Fehler* und seien hier mit dem Vektor  $\underline{s}_s$  bezeichnet. Die Werte sind in Fig. 7-15 als nach rechts gerichtete Fähnchen bei den Datenpunkten eingetragen.

Die *zufälligen Fehler*  $\underline{s}_z$  der  $\log(V_a(\lambda))$  hingegen widerspiegeln die Unsicherheiten innerhalb der 28 Untersuchungen. Die Umrechnung dieser Unsicherheiten auf die 9 Werte von  $\underline{s}_z$  wird durch die Bedingungsgleichung (7.14) bestimmt. Die zufälligen Fehler werden wie folgt berechnet:

$$\underline{s}_z = \sqrt{\frac{\underline{e}^T \underline{P} \underline{e}}{n+1-m}} \sqrt{\text{diag}(\underline{B}^T \underline{P} \underline{B})^{-1}} \quad (7.18)$$

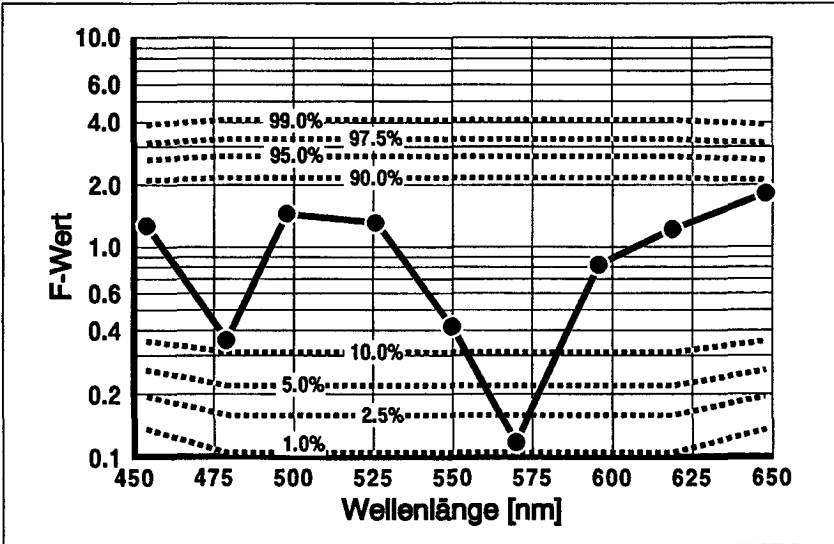


Fig. 7-16: F-Werte der Varianzanalyse nach (7.19) mit logarithmischer Ordinate. Gestrichelt die Werte der kumulativen F-Verteilung mit 5 Zähler- und  $n+1-m = 20$  Nennerfreiheitsgraden. Bei 454 nm und 648 nm beträgt der Zählerfreiheitsgrad 6, woraus der Knick in den Kurven folgt.

In Fig. 7-15 sind sie als nach links gerichtete Fähnchen bei den Datenpunkten eingetragen. Sie sind aufgrund der Bedingungsgleichung (7.14) bis auf Unterschiede durch die Gewichtung (7.9) gleich gross und dienen im folgenden als

Referenzwerte: Falls ein additives Modell wie für den M-Kanal in der Nullhypothese vorliegt, muss sich der systematische Fehler im Bereich des zufälligen Fehlers befinden. Dies wird durch eine Varianzanalyse getestet, indem die folgenden  $m = 9$  *F*-Werte mit 1 verglichen werden:

$$F_i = \frac{s_{s,i}^2}{s_{z,i}^2}; \quad i = 1 \dots m \quad (7.19)$$

Sie sind in Fig. 7-16 mit logarithmischer Ordinate zusammen mit den Grenzwerten für Signifikanz dargestellt. Es ist zu sehen, dass sich *F* bei 570 nm signifikant von 1 unterscheidet ( $p = 0.013$ ) und dass dort die systematischen Fehler kleiner sind als die zufälligen Fehler. Ein Trend in die gleiche Richtung zeigt sich auch bei 479 nm ( $p = 0.127$ ). Da die Alternativhypothese die Richtung der Varianzabweichung festlegt, kann einseitig getestet werden. Eine Diskussion dieser Ergebnisse folgt in Kap. 8.

## 8. Diskussion: Akkommodation und Spektrum

Die Messungen bestätigen weitgehend die im Theorieteil von Kap. 4. verwendeten Beziehungen. Dies gilt insbesondere für die Gleichung der *chromatischen Aberration*  $a_c(\lambda)$  nach (4.7) in Kap. 4.2.2, die mit den Messresultaten von Kap. 7.1 übereinstimmt. Auch die Resultate in Kap. 7.3 ergaben eine für psychophysische Untersuchungen gute Übereinstimmung mit der Berechnung der durch das Spektrum bedingten *Akkommodationskorrektur*  $a_{\text{korrr}}$  nach Gleichung (4.13) von Kap. 4.2.4. Etwas weniger gut stimmten die Messungen des ersten *Nulldurchgangs der Modulationsübertragung* in Kap. 7.2 und der rekonstruierten *Akkommodationsruhelage* in Kap. 7.4 mit der Theorie überein. Die Problematik bei der Bestimmung dieser Grössen mit den verwendeten Methoden wurde in den entsprechenden Kapiteln diskutiert.

In Kap. 7.8 wurde die Nullhypothese aufgestellt, dass die Signale des Akkommodationsreflexes über den achromatischen M-Kanal laufen. Nach Kap. 5.3.1 würde sich dies in einer wellenlängenunabhängigen Variabilität der Messungen äussern. Die Varianzanalyse, deren Ergebnis in Fig. 7-16 dargestellt ist, ergibt aber eine der Alternativhypothese entsprechende signifikante Reduktion der Varianz bei 570 nm, wodurch die Nullhypothese abzulehnen ist. Der Unterschied zwischen zufälligem und systematischem Fehler bedeutet, dass bei dieser Wellenlänge die für die Ausgleichsrechnung erforderliche Additivität der Empfindlichkeit nicht erfüllt ist. Es muss also davon ausgegangen werden, dass der subadditive *P-Kanal* Signalträger des Akkommodationsreflexes ist. Die systematischen Fehler bei 454, 498, 526, 619 und 648 nm entsprechen den zufälligen Fehlern. In diesen Bereichen kann offenbar von Additivität ausgegangen werden, da dort jeweils ein Zapfentyp dominiert.

Besonders interessant ist, dass sich mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 12.7% auch bei 479 nm ein deutlicher Trend zu einer Reduktion des systematischen Fehlers zeigt. Dies bedeutet nach den Ausführungen von Kap. 5.2.2, dass möglicherweise auch Y-B-Ganglienzellen und somit auch *B-Zapfen* bei der Akkommodationsregelung involviert sind.

Vergleicht man die gemessene spektrale Empfindlichkeit der Akkommodation  $V_a(\lambda)$  mit der spektralen Hellempfindlichkeit  $V(\lambda)$ , sind keine signifikanten Unterschiede festzustellen (Fig. 8-1). Nach Kap. 5.2.3 (Fig. 5-7 rechts) ist dies bei Sehobjekten mit hohen Ortsfrequenzen auch dann zu erwarten, wenn die Signale über den chromatischen P-Kanal verlaufen. Weil eine exakte Akkommodationseinstellung hauptsächlich bei hohen Ortsfrequenzen von Bedeutung

ist, kann für die Belange der Praxis in erster Näherung  $V(\lambda)$  als spektrale Akkommodationsempfindlichkeit verwendet werden.

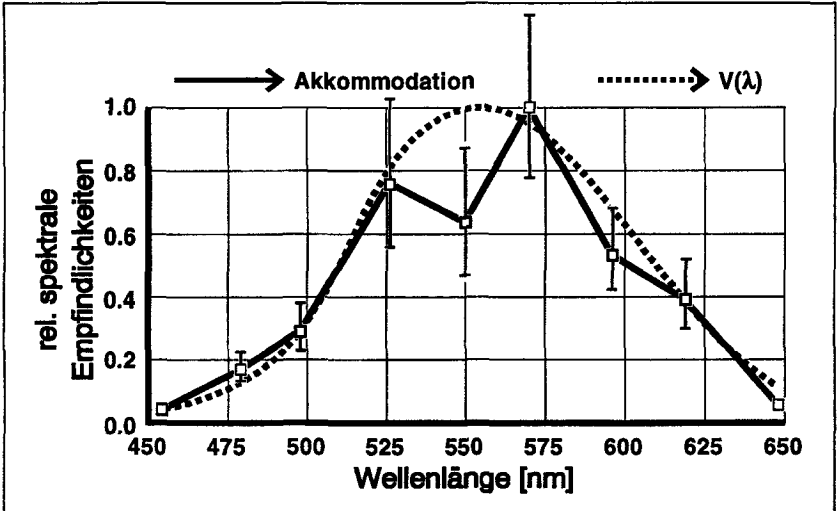


Fig. 8-1: Spektrale Akkommodationsempfindlichkeit  $V_a(\lambda)$  (ausgezogen) und Hellempfindlichkeitsfunktion  $V(\lambda)$  (punktiert) mit linearer Ordinate ( $V(\lambda)$  entspricht der CIE 1988 2°-Hellempfindlichkeitsfunktion  $V_m(\lambda)$ ). Die Balken bezeichnen den nach (7.18) berechneten zufälligen Fehler.

In Fig. 8-1 fällt eine (nicht signifikante) Reduktion der Empfindlichkeit bei 550 nm auf. Ob diese Abweichung zufällig ist oder nicht, müsste mit zusätzlichen Messungen und mit einer grösseren Versuchspersonenzahl untersucht werden. Nach Kap. 5.2.3 sind solche Lücken in der spektralen Empfindlichkeit eher um 570 nm zu erwarten. Diese Lücke verschiebt sich zwar, wenn R- und G-Zapfen unterschiedlich adaptiert sind oder wenn die Aktivierung und Hemmung von retinalen Ganglienzellen nicht ausbalanciert ist. Jedoch konnte auch bei Beachtung dieser Effekte durch keine subadditive Kombination der R- und G-Zapfenempfindlichkeiten nach (5.15a) eine befriedigende Übereinstimmung mit  $V_a(\lambda)$  erreicht werden. Die Tatsache, dass die Empfindlichkeitskurve auch bei 596 nm im Vergleich zu  $V(\lambda)$  etwas reduziert ist, deutet auf die Möglichkeit hin, dass diese Reduktionen Ausdruck der bei diesen Wellenlängen vergrösserten relativen Modulationsschwelle ist. Allerdings müsste dann bei 526 nm eine noch stärkere Empfindlichkeitsminderung vorhanden sein, was nicht der Fall ist.

Es stellt sich die Frage, welche praktische Bedeutung der Subadditivität des P-Kanals zukommt. Nach Kap. 5.2.3 werden Modulationen hoher Ortsfrequenz über den P-Kanal additiv gemäss  $V(\lambda)$  übertragen. Da jedoch gleichzeitig derselbe Kanal mit der Grundaktivität auch Farbinformation vermittelt, ist ein *Übersprechen der Farbinformation* auf das Kontrastsignal möglich. Wenn auch die nichtlinearen Wirkungen der Sättigung oder der Adaptation des P-Kanals zu diesem Übersprechen beitragen können, dürfte doch das Signalrauschen der Hauptgrund sein, da der Akkommodationsregler im Schwellenbereich von Modulationsänderungen arbeitet. Nach Kap. 5.3.1 kann das von der Farbinformation dem P-Kanal hinzugefügte Signalrauschen bei der Bildung des achromatischen Kontrastzellensignals nicht kompensiert werden, da es zwischen den einzelnen Zellen statistisch unabhängig verläuft.

Für die Belange der Praxis muss ermittelt werden, in welchem Ausmass das Übersprechen der Farbinformation den Akkommodationsvorgang beeinflusst. Für die *Steigung b* der Reiz-Antwort-Kurve sind dem Autor aus der Literatur keine Abhängigkeiten von der Wellenlänge monochromatischen Lichts bekannt (ausser einer Reduktion bei blauem Licht infolge der nach Kap. 5.1.1 reduzierten B-Zapfendichte). In den präsentierten Untersuchungen konnte auch keine Abhängigkeit nachgewiesen werden (Kap. 7.5.1). Sowohl bei den Messungen der *Akkommodationsschwankungen* in Abhängigkeit der Wellenlänge (Kap. 7.6 Fig. 7-13) als auch in der Literatur<sup>201</sup> zeigt sich hingegen der (nicht signifikante) Trend, dass bei 570 nm mit weniger Variabilität fokussiert wird als bei 520 und 610 nm. Falls sich dieser Trend in weiteren Untersuchungen bestätigen sollte, lässt sich das so interpretieren, dass die Empfindlichkeit des Akkommodationsreglers für Fokusdifferenzen im Mittel von der Wellenlänge unabhängig bleibt, dass sie jedoch wellenlängenabhängigen Schwankungen unterworfen ist. Die geringen Auswirkungen erlauben es in erster Näherung weiterhin von einer additiven Empfindlichkeitskurve auszugehen und anzumerken, dass der Akkommodationsreflex für Farben um Orange-gelb sowie Weiss möglicherweise etwas genauer arbeitet.

Für bichromatische Sehobjekte konnte eine leichte Abhängigkeit der Steigung *b* von der *chromatischen Brechkraftdifferenz* gezeigt werden (Kap. 7.5.2 Fig. 7-11). 14% der Gesamtstreuung wird signifikant durch die chromatische Brechkraftdifferenz erklärt. Dies lässt sich durch die in Fig. 4-8 links (Kap.

---

<sup>201</sup> CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation and color. J. Opt. Soc. Am. V68 N4 (1978) P459-471.



4.2.4) zu erkennende Vergrößerung der Schärfentiefe bei bichromatischen Sehobjekten erklären. Dass die Abhängigkeit nicht deutlicher wurde, liegt daran, dass die Steigungen Mittelwerte über mehrere bichromatische Sehobjekte gleicher Wellenlänge aber unterschiedlicher Intensitätsanteile repräsentieren. Ein Einfluss der *Bichromatizität* nach Gleichung (7.6) konnte jedoch weder für die Akkommodationsschwankungen (Kap. 7.6 Fig. 7-12) noch für die Messdauer (Kap. 7.7 Fig. 7-14) nachgewiesen werden.

Im Laufe dieser Arbeit haben sich mehrere Themen ergeben, welche weitere Untersuchungen interessant erscheinen lassen. Sie seien kurz aufgezählt:

- Wiederholung der Versuche mit nur vier Wellenlängen bei 520, 550, 570 und 610 nm, aber mit mehreren Versuchspersonen, um abzuklären, ob sich erstens die Varianzanalyse von Kap. 7.8 und damit die Bedeutung des P-Kanals für den Akkommodationsreflex bestätigt, ob zweitens die Lücke in der spektralen Empfindlichkeitskurve bei 550 nm reproduzierbar ist und ob drittens das Ausmass der Akkommodationsschwankungen wellenlängenabhängig ist.
- Untersuchung der Wirkung des Farbquerfehlers auf die Akkommodation bei binokularem Sehen (Chromostereopsis Kap. 4.2.2).
- Untersuchung des Einflusses der Gitterorientierung auf die Akkommodation, um festzustellen, welche Bedeutung der Astigmatismus für den Akkommodationsreflex hat (Kap. 3.5).
- Messung der Schwelle für Kontraständerungen in Abhängigkeit der Wellenlänge oder Kontrastabgleiche zwischen Sehzeichen unterschiedlicher Wellenlänge zur Untersuchung des Übersprechens von Farbinformation auf die Kontrastwahrnehmung (Kap. 5.3.1).
- Messung der Schwelle für Farbänderungen in Abhängigkeit des Kontrasts oder Farbableiche zwischen Sehzeichen unterschiedlichen Kontrasts zur Untersuchung des Übersprechens von Kontrastinformation auf die Farbwahrnehmung. Interessant in diesem Zusammenhang ist die Tatsache, dass bei den sogenannten Flimmerfarben (=Fechner-Benham-Farben) ein ähnliches Übersprechen der zeitlichen Modulation auf die Farbwahrnehmung stattfindet<sup>202</sup>.

---

202 v. CAMPENHAUSEN C., HOFSTETTER K., SCHRAMME J., TRITSCH M.F.: Color induction via non-opponent lateral interactions in the human retina. *Vision Res.* V32 N5 (1992) P913-923.



**Teil B:  
Spektrum und  
Beschwerden**



## 9. Folgerungen für die Beleuchtungspraxis

*Ziel von Teil B* ist zu zeigen, wie sich unterschiedliche Lichtspektren in der Beleuchtungspraxis auf den Menschen auswirken. Von besonderem Interesse sind dabei die Ergebnisse von Teil A. In einer Einleitung (Kap. 9.1) wird das Thema zuerst etwas weiter gefasst, indem allgemein auf die Problematik visueller Beschwerden eingegangen wird. Kap. 9.2 bis Kap. 9.4 konzentrieren sich dann auf Einflussmöglichkeiten, welche das Lichtspektrum auf den Menschen haben kann. Ergänzende Untersuchungen, welche im Rahmen dieser Arbeit im Zusammenhang mit der spektralen Lichtverteilung durchgeführt wurden, werden Thema von Kap. 10. sein.

### 9.1 Einleitender Überblick

In den letzten Jahrzehnten zeichnete sich immer deutlicher eine Wende im Arbeitsleben von manueller zu geistiger Arbeit ab, welche in viel stärkerem Masse auf visuellen Sehaufgaben beruht. Dieser Trend verstärkte sich mit der zunehmenden Verbreitung von Bildschirmarbeitsplätzen. Immer grössere Anforderungen an *Beleuchtungsanlagen* und die visuelle Gestaltung von Arbeitsmitteln, insbesondere von *Bildschirmen*, begleiten diese Entwicklung. Besonders für langandauernde Arbeiten entstehen visuelle Ermüdung oder *asthenopische Beschwerden* (Augenbrennen, Kopfschmerz etc.), wenn diese Anforderungen nicht erfüllt werden. Die Ursachen asthenopischer Beschwerden sind vielfältiger Art. Neben visuellen und nichtvisuellen Wirkungen der Beleuchtung sind beispielsweise auch einer korrekten und zweckmässigen Brillenanpassung und der Anordnung der Arbeitsmittel grosse Aufmerksamkeit zu schenken.

Auf Seiten der künstlichen Beleuchtung werden oft die im Vergleich mit "natürlichem" Licht festgestellten Unterschiede als belastend hingestellt. Sie lassen sich zusammengefasst als *zeitliche, örtliche und spektrale Unterschiede* formulieren, welche im folgenden übersichtsmässig dargestellt seien:

- *Zeitliche Veränderung der Helligkeit:* Im Jahres- und Tagesverlauf ändert sich die Beleuchtungsstärke zwischen Sonnenaufgang und -untergang im Freien um den Faktor 1000. Diese Variation ist an Arbeitsplätzen unerwünscht. Man behilft sich mit Sonnenschutzvorrichtungen und neuerdings mit automatischer Helligkeitsregelung der künstlichen Tageslicht-Ergänzungsbeleuchtung. Dass auch der Jahresverlauf der Helligkeit einen Einfluss auf den Menschen hat, wird durch die Möglichkeit gezeigt, saisonale

Depressionen mit intensivem künstlichem Licht zu behandeln<sup>203</sup>. Künstliche Beleuchtung mit Entladungslampen weist oft ein mehr oder weniger stark wahrnehmbares 100 Hz-*Flimmern* auf, welches unter Umständen zu asthenopischen Beschwerden führen kann<sup>204</sup>. Oft sind auch 50-Hz Anteile sichtbar. Es konnten Anzeichen von stärkerer Ermüdung bei Arbeiten unter flimmernder Beleuchtung nachgewiesen werden<sup>205</sup>. Wie Untersuchungen an Katzen zeigten, können Flimmerfrequenzen bis mindestens 120 Hz neuronal übertragen werden<sup>206</sup>. Diese sind nicht mehr bewusst wahrnehmbar. Das Problem des Flimmerns lässt sich technisch lösen, indem moderne elektronische Hochfrequenz-Vorschaltgeräte eingesetzt werden.

- *Örtliche Verteilung der Helligkeit*: Die wesentliche Tageslichtquelle ist – abgesehen von der direkten Sonneneinstrahlung – das Himmelslicht. Es erzeugt das Gefühl sich "im Freien" zu befinden dadurch, dass es bereits bei einem Blickerhebungswinkel von 0° beginnt. Dies in Innenräumen zu simulieren, würde nicht nur eine Aufhellung der Decke bedeuten, wie es bei der reinen Indirektbeleuchtung praktiziert wird, sondern auch eine Aufhellung der Wände. Das ist aber infolge erhöhter Blend- und Spiegelungsgefahr (speziell auf Bildschirmen) nicht möglich. Linienförmige Lichtquellen wie Leuchtstofflampen sind in der Natur unbekannt. Dass die dadurch entstehenden ungewohnten Schatten und Reflexionen an den Inneneinrichtungen zu Beschwerden führen könnten, wurde zwar schon vermutet<sup>207</sup>, doch sind dem Autor dazu keine Untersuchungen bekannt.
- *Spektrale Verteilung des Lichts*: Viele Entladungslampen weisen, im Gegensatz zu Tageslicht, ein diskontinuierliches Spektrum auf. Das kann theoretisch zu Änderungen des Akkommodationserfolgs, der Sehschärfe und der Farbwiedergabe führen. Ausserdem ist es fraglich, ob die in der Photometrie übliche spektrale Helligkeitsbewertung mit  $V(\lambda)$  die physiologischen Vorgänge auch bei diskontinuierlichen Spektren genügend genau modelliert. Die Lichtfarbe des Tageslichts verändert sich im Laufe

---

203 WIRZ-JUSTICE A., BUCHELI C., GRAW P. et al.: Light treatment of seasonal affective disorder in Switzerland. Acta psychiatr. scand. V74 (1986) P193-204.

204 WILKINS A.J., NIMMO-SMITH I., SLATER A.I., BEDOCS L.: Fluorescent lighting, headaches and eyestrain. Lighting Res. Technol. V21 N1 (1989) P11-18.

205 REY P., REY J-P.: Les effets comparés de deux éclairages fluorescents sur une tâche visuelle et des tests de "fatigue". Ergonomics V6 (1963) P393-401.

206 EYSEL U.T., BURANDT U.: Fluorescent tube light evokes flicker responses in visual neurons. Vision Res. V24 N9 (1984) P943-948.

207 SCHÖBER H.: Die Ursache asthenopischer Beschwerden bei Beleuchtung durch Leuchtstofflampen. Klin. Mbl. Augenhk. V123 (1953) P462-474.

des Tages, was bei künstlichem Licht (zur Zeit) nicht der Fall ist. Jedoch sind auch bei Leuchtstofflampen Typen unterschiedlicher Lichtfarbe erhältlich. Überlegungen zur Problematik der diskontinuierlichen Spektren für die Akkommodation folgen in Kap. 9.3.1. Die anderen Aspekte wurden im Rahmen dieser Arbeit durch ergänzende Messungen untersucht, deren Ergebnisse in Kap. 10 dargestellt werden.

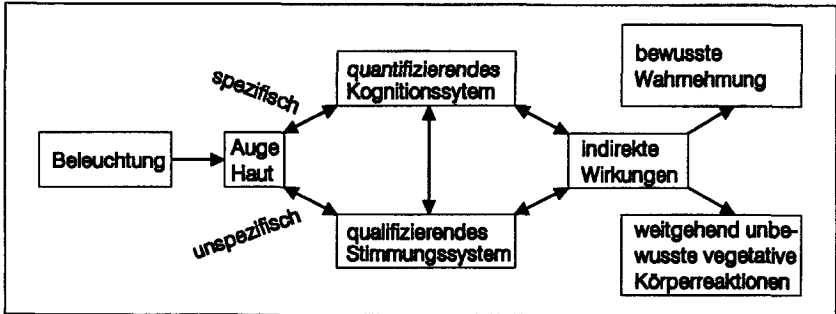


Fig. 9-1: Schematisches Modell der Wirkungsmechanismen über welche die Beleuchtung den Menschen beeinflussen kann. Die Doppelpfeile bezeichnen entweder neuronale oder hormonelle Übertragungsmechanismen. Mit Kognitionssystem sind die visuellen und assoziativen Felder der Hirnrinde, mit Stimmungssystem ist das limbische System in Zusammenhang zu bringen.

Will man die Wirkungen dieser Faktoren auf den Menschen untersuchen, müssen verschiedene *Wirkungsmechanismen* berücksichtigt werden. Ein einfaches Modell ist in Fig. 9-1 dargestellt. Über einen *spezifischen*, das heisst die sensorische Information erhaltenden Pfad gelangt das Retinabild zu einem quantifizierenden Wahrnehmungssystem. Dabei wird die Information ergänzt durch einen emotionellen Anteil (affektive Färbung), welchen ein qualifizierendes Empfindungssystem über einen *unspezifischen* Kanal vermittelt. Die Beeinflussung des Kognitionssystem durch die Beleuchtung ist beispielsweise durch eine Veränderung der Sehschärfe festzustellen, eine Beeinflussung des Stimmungssystems jedoch durch eine Veränderung der Gefühlslage. Aus diesen *direkten* Wirkungen folgen *indirekte* Wirkungen, welche teils bewusst wahrgenommen werden (z.B. Ermüdung) und teils unbewusst ablaufen (z.B. Änderung des elektrischen Hautwiderstands oder des Blutdrucks).

Das folgende Kapitel behandelt die Problematik der Untersuchungen direkter unspezifischer Wirkungen. Eine Übersicht über direkte spezifische Wirkungen des Lichtspektrums gibt Kap. 9.3. Ein paar Angaben zu Untersuchungen indirekter Beleuchtungswirkungen folgen in Kap. 9.4.

## 9.2 Direkte unspezifische Wirkungen des Lichtspektrums

Neben spezifischen, einen Bildverarbeitungsprozess einschliessenden Wirkungen werden sowohl in der wissenschaftlichen Literatur als auch in der Laienpresse andere, *direkte unspezifische Wirkungen* des Lichts auf den Menschen untersucht oder behauptet. Diese können einerseits über die Haut und andererseits über das Auge und beispielsweise die sogenannte retinohypothalamische Bahn übertragen werden<sup>208</sup>. Obwohl diese Wirkungen ohne Zweifel vorhanden sind, bietet deren quantitativer Nachweis experimentelle Schwierigkeiten. Eine solche Schwierigkeit besteht darin, dass technisch-physikalische Ursachen physiologisch-psychische Wirkungen erzeugen. Dadurch sehen sich einerseits in der Technik ausgebildete Ingenieure gezwungen, psychologische Daten zu interpretieren; andererseits sollen Mediziner oder Psychologen die nicht immer einfach zu definierenden physikalischen Einflussgrössen ihrer Ergebnisse festhalten. Stark erschweren inkompatible Fachtermini und Konzepte die Kommunikation zwischen diesen Fachbereichen.

Im Zusammenhang mit Lichtspektren zeigen sich die Probleme der "Nicht-Psychologen" beispielsweise bei Untersuchungen, deren physikalische Parameter mehr oder weniger exakt definiert werden, die aber nicht als *Doppelblindstudie* angelegt sind<sup>209,210</sup>. Auf der anderen Seite sind die Schwierigkeiten der "Nicht-Techniker" am Beispiel von zwei Studien zu erkennen, welche Konzentrationsänderungen von Stresshormonen im Blut nachweisen und dieses Ergebnis unter anderem auf die unterschiedliche Diskontinuität der jeweils vorhandenen Lichtspektren zurückführen. Dabei war jedoch entweder die Lichtdosis zwischen Gruppe und Kontrollgruppe nicht vergleichbar<sup>211</sup>, oder die Arbeit enthält überhaupt keine Angaben zur Exposition der Kontrollgruppe<sup>212</sup>. Die Autoren

---

<sup>208</sup> KNOCHÉ H.: Ursprung, Verlauf und Endigung der retinohypothalamischen Bahn. Z. Zellforsch. V51 (1960) P658-704.

<sup>209</sup> LONDON W.P.: Full-spectrum classroom light and sickness in pupils. The Lancet (21. Nov. 1987) P1205-1206.

<sup>210</sup> Dass Doppelblindstudien notwendig sind, zeigt folgende Arbeit:

JEWETT D.L., BERMAN S.M., GREENBERG M.R., FEIN G., NAHASS R.: The lack of effects on human muscle strength of light spectrum and low-frequency electromagnetic radiation in electric lighting. J. Illum. Eng. Soc. (Summer 1986) P19-29.

<sup>211</sup> HOLLWICH F.: Licht ein Lebenselement. Dtsch. Optikerzeitung N3 (1991) P26-30 und N4 (1991) P39-42.

<sup>212</sup> BARTELT R.N., ALTMAYER P., STÖHR L., GORNIK P., HOLZMANN H.: Endokrinologische Reaktionen nach Leuchtstofflampenexposition. Z. Hautkr. V61 N3 (1986) P105-110.



geben sich keine Rechenschaft über das *Aktionsspektrum* der entdeckten Effekte. Was aus der Kenntnis der breiten spektralen Empfindlichkeitskurven biologischer Lichtabsorber gefolgert werden kann, bestätigt das Beispiel einer Untersuchung an Ratten<sup>213</sup>: Die spektrale Empfindlichkeit für Änderungen der Enzymproduktion der Zirbeldrüse entspricht der Absorptionskurve eines Photopigments (Rhodopsin). Das heisst, die Diskontinuität des Spektrums wird neuronal nicht weitergeleitet. Hingegen kann die unterschiedliche, in den Photopigmenten absorbierte *Lichtmenge* die Resultate durchaus erklären. Für weitere direkte, nichtspezifische Wirkungen sichtbaren und ultravioletten Lichts auf den Menschen sei auf zwei Artikel von Wurtman<sup>214,215</sup> und einen von Moore<sup>216</sup> verwiesen.

Häufig werden Beschwerden auch direkt mit der Beleuchtung durch Leuchtstofflampen und deren vom natürlichen Licht unterschiedlichen Spektren in Zusammenhang gebracht. Wiederholt erschienene Arbeiten, die eine belastende Wirkung belegen sollen, wurden ebenso häufig widerlegt. Dies gilt beispielsweise zur bereits erwähnten negativen Beeinflussung des menschlichen Hormonhaushalts durch Leuchtstofflampenlicht<sup>217</sup> mit einer Gegendarstellung von Steck<sup>218</sup> oder einer epidemiologischen Studie zur Entstehung von Hautkrebs<sup>219</sup> und deren Gegendarstellung<sup>220</sup>. Zusätzlich existieren weitere Arbeiten zur Un-

- 
- 213 CARDINALI D.P., LARIN F., WURTMAN R.J.: Action spectra for effects of light on Hydroxyindole-O-Methyl Transferases in rat pineal, retina and hardierian gland. *Endocrinology* V91 N4 (1972) P877-886.
- 214 WURTMAN R.J.: The effects of light on man and other mammals. *Annual Review of Physiology* V37 (1975) P467-483.
- 215 WURTMAN R.J.: The effects of light on the human body. *Scientific American* V233 N1 (1975) P68-77.
- 216 MOORE R.Y.: Central neural control of circadian rhythms. In: *Frontiers in Neuroendocrinology*, Eds. Ganong W.F., Martini L.; Raven Press New York V5 (1978) P185-206.
- 217 HOLLWICH F., DIECKHUES B., MEINERS C.O.: Die physiologische Bedeutung des Lichtes für den Menschen. *Lichttechnik* V27 N10 (1975) P388-394. (Erwiderung zum Artikel von B.Steck: V28 N4 (1976) P173-174).
- 218 STECK B.: Die physiologische Bedeutung des Lichtes für den Menschen (Leserzuschrift zum Artikel von F. Hollwich et al.). *Lichttechnik* V28 N4 (1976) P171-172. (Ergänzungen: V28 N7 (1976) P340-341).
- 219 BERAL V., SHAW H., EVANS S., MILTON G.: Malignant melanoma and exposure to fluorescent lighting at work. *The Lancet* (7. August 1982) P290-293.
- 220 Vermutungen über Hautkrebs durch Leuchtstofflampen sind unbewiesen. *Licht* V39 N9 (1983) P491.

bedenklichkeit von Leuchtstofflampenlicht<sup>221,222,223</sup>. Diese Unbedenklichkeit wird aber (auch für Beleuchtungen mit anderen Lampen) nur für Anlagen behauptet, welche korrekt nach sinnesphysiologischen, die spezifischen Lichtwirkungen betreffenden Kriterien installiert sind.

Zum indirekten Einfluss der Lichtfarbe auf das Stimmungssystem siehe Kap. 9.4 und die Einleitung von Kap. 10.2. Eine direkte, wohltuend wärmende Wirkung kann der kurzwellige IR-Anteil eines Lichtspektrums über die Haut vermitteln.

### 9.3 Direkte spezifische Wirkungen des Lichtspektrums

Die physikalische Ursache unterschiedlicher Farbwahrnehmung ist die unterschiedliche spektrale Energieverteilung der ins Auge fallenden Lichtstrahlung. Die eigentliche Farbkodierung des Lichtspektrums geschieht durch neuronale Verschaltungen in der Retina und in höheren Zentren (Kap. 5.2.4). In der Farbmetrik wird sie mathematisch als lineare Näherung durch dreidimensionale Vektoren beschrieben, von denen jeder eine Farbe repräsentiert<sup>224</sup>. Diese Reduktion eines im Prinzip unendlich-dimensionalen physikalischen Lichtspektrums auf eine dreidimensionale Farbmetrik bedeutet, dass unterschiedliche Spektren dieselbe Farbwahrnehmung hervorrufen können; man spricht von bedingt-gleichen oder *metameren Farben*. Obwohl der Mensch anhand der Farbe die Qualität des Lichtspektrums nicht erkennen kann, sind vier Möglichkeiten vorhanden, wie metamere Farben unterschiedliche Einwirkungen auf das visuelle System haben können:

- Die Beleuchtung farbiger Gegenstände mit verschiedenen metameren Farben kann verschiedene Farbwiedergaben erzeugen. Ob dies zu einer subjektiv unterschiedlichen Beurteilung führt, wurde mit Hilfe einer Akzeptanzstudie untersucht. Die Studie wird in Kap. 10.2 vorgestellt.
- Da die Hellempfindlichkeit stark von der Wellenlänge abhängt, erscheinen Farben am Rande des sichtbaren Wellenlängenbereichs (Blau, Rot) bei gleicher Lichtintensität dunkler als solche in der Bereichsmittle (Grün,

---

<sup>221</sup> HARTMANN E., MÜLLER-LIMMROTH W.: Stellungnahme zur Frage der Verträglichkeit des Leuchtstofflampenlichtes. Lichttechnische Gesellschaft e.V. Karlsruhe 1981.

<sup>222</sup> Ist Leuchtstofflampenlicht gesundheitsschädlich? Missverständnisse werden richtiggestellt. Internationale Lichttrundschau N4 (1982) P104-105.

<sup>223</sup> Über das Für und Wider des Leuchtstofflampenlichtes. Licht V39 N9 (1983) P489-491.

<sup>224</sup> RICHTER M.: Einführung in die Farbmetrik. Walter de Gruyter Verlag Berlin, New York 2. Auflage (1981).

Gelb). Dies ermöglichte den Bau energiesparender Leuchtstofflampen, welche die gleichen Lichtfarben wie Glühlampen aufweisen, deren Spektrum aber nur aus wenigen, auf den spektralen Hellempfindlichkeitsgrad des Auges abgestimmten Wellenlängen bestehen. Eigene Messungen von in der Praxis vorkommenden Spektren werden in Kap. 10.1 dargestellt.

- Wie in Teil A dieser Arbeit gezeigt wurde, entstehen durch die chromatische Aberration des Auges auf der Retina Bilder, welche je nach Lichtspektrum mehr oder weniger farbige Ränder aufweisen und daher unscharf wirken könnten. Dies führt möglicherweise zu unterschiedlichen Sehschärfen (eigene Messungen werden in Kap. 10.4 dargestellt) und zu unterschiedlichen Anforderungen an den Regelkreis der Akkommodation (Überlegungen dazu folgen im nächsten Kapitel).
- Die Lichtbeugung an der Pupille hat ähnliche Auswirkungen wie die chromatische Aberration: Änderung der Sehschärfe und andere Anforderungen an den Regelkreis der Akkommodation. Sie macht sich im Bereich langer Lichtwellenlängen (Rot) bei kleiner Pupille und bei fein strukturierten Sehobjekten bemerkbar.

Die Farben als solche, das heisst ohne Berücksichtigung des Spektrums oder der Metamerie, haben zusätzlich folgende, direkte spezifische Einwirkungen auf den Menschen:

- Die Zapfen sind in der Retina mosaikförmig angeordnet. Dabei sind die B-Zapfen in der zentralen Fovea sehr schwach oder gar nicht vertreten (Kap. 5.1.1). Dies führt besonders für Licht kurzer Wellenlängen zu einer Reduktion des Auflösungsvermögens und damit einer Verminderung der Sehschärfe. Eigene Untersuchungen dazu folgen in Kap. 10.4.
- Die chromatische Aberration hat nicht nur wie bei den metameren Farben auf die Regelungseffizienz der Akkommodation einen Einfluss, sondern auch auf dessen Sollwert. Das kann bei Wellenlängen am Rande des sichtbaren Spektrums für Sehaufgaben in der Distanz des Fernpunkts oder des Nahpunkts zu erhöhter Beanspruchung führen. Berechnungen des Sollwerts für in der Praxis vorkommende Spektren folgen in Kap. 9.3.1.
- Stossen zwei gleichhelle, aber unterschiedlich gefärbte Flächen aneinander – beispielsweise grüne Zeichen am Bildschirm auf rotem Hintergrund –, so bieten sie gemäss Kap. 5.3.2 keinen Reiz für den Akkommodationsreflex. Ob sie für die Konvergenz der beiden Augen einen Reiz ergeben, müsste noch untersucht werden. Im Hinblick darauf, dass rund 8% aller Männer eine Farbanomalie aufweisen, sind jedoch in der Praxis solche reine Farbkontraste ohnehin zu vermeiden.

- Für farbige Sehzeichen ist im Vergleich zu weissen Zeichen bei kleinen Leuchtdichten ( $30 \text{ cd/m}^2$ ) das Gesichtsfeld eingeschränkt: für Grün am stärksten, für Rot weniger und für Blau und Gelb am wenigsten. Diese eingeschränkten Farbgesichtsfelder vergrössern sich bei grösseren Leuchtdichten und nähern sich bei im Arbeitsbereich vorhandenen Helligkeiten der Grösse des Gesichtsfeldes für Weiss<sup>225</sup>. Auf eine weitere Erläuterung der Farbgesichtsfelder wird in dieser Arbeit verzichtet.

### 9.3.1 Akkommodation und Lichtspektrum

Folgende Vorbehalte müssen gemacht werden, um die in Teil A dieser Arbeit untersuchte Wirkung der Spektren auf die Akkommodation in die Beleuchtungspraxis zu übertragen:

- Das natürliche Sehen erfolgt binokular. Durch das Benutzen beider Augen wird auch andere Information zum Tiefensehen übermittelt. Erwähnt sei insbesondere die konvergente Akkommodation (Kap. 3.3), welche den Akkommodationsreflex ergänzt.
- Die Sehobjektbegrenzungen sind nicht nur horizontal. Dadurch wird der Farbquerfehler nicht ausgeschaltet. Dies bewirkt bei binokularem Sehen, dass für farbige Sehobjekte eine von der Wellenlänge abhängige Disparität und damit eine wellenlängenabhängige Tiefenwirkung entsteht (Chromostereopsis: Kap. 4.2.2).
- Die Sehobjekte sind nicht periodisch. Dies spielt solange keine Rolle, als man nur die retinale Modulation betrachtet, da die Übertragung der Ortsfrequenzen durch die Augenoptik weitgehend linear und vom Sehobjektort unabhängig erfolgt. Dies stimmt nicht mehr, wenn die darauf folgende neuronale Informationsverarbeitung berücksichtigt wird.
- Die Empfindlichkeitsfunktion ist interindividuell unterschiedlich. In der Untersuchung von Teil A wurde aus den in Kap. 6.3 genannten Praktikabilitätsgründen nur eine Person untersucht, was für allgemeingültige Empfehlungen nicht ausreicht.
- Die Empfindlichkeitsfunktion muss nicht additiv sein: Bereits die in Kap. 7.8 durchgeführte Fehleranalyse zeigt, dass die Verwendung einer einzigen Empfindlichkeitsfunktion möglicherweise eine zu starke Vereinfachung ist. Es kann nicht gefolgert werden, dass die mit bichromatischen Spektren erhaltene Funktion auch für polychromatische Spektren gilt.

---

<sup>225</sup> SCHOBER H.: Das Sehen. Fachbuchverlag Leipzig 2. Auflage, V1 (1957) P94-96.

Um dennoch zu einer Abschätzung der belastenden Wirkung natürlicher Spektren zu gelangen, sei zuerst der "schlimmste Fall" analysiert, welcher in Abhängigkeit der Defokussierung zwei retinale Modulationsmaxima und damit zwei Sollwerte für den Akkommodationsreflex erzeugt. In Fig. 9-2 ist gezeigt, bei welchen bichromatischen Spektren dieser Fall eintreten kann. Dabei wird angenommen, dass die beiden Wellenlängen  $\lambda_1$  und  $\lambda_2$  (zum Beispiel durch Reflexion an einem farbigen Objekt) gerade in der Intensität vorliegen, welche beide Modulationsmaxima gleich gross werden lässt (= "schlimmster Fall").

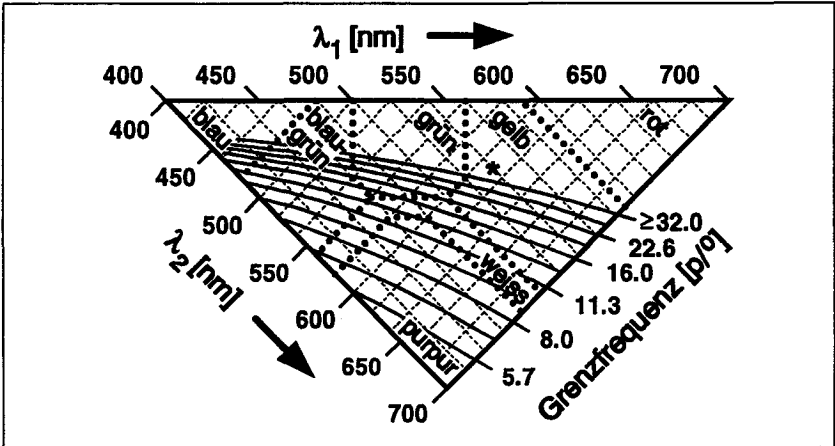


Fig. 9-2: Im Rahmen dieser Arbeit berechnete Grenzfrequenzen für bichromatisches Licht mit den Wellenlängen  $\lambda_1$  und  $\lambda_2$ , für welche bei Überschreiten die retinale Modulation in Abhängigkeit der Defokussierung zwei Maxima anstatt eines aufweist (Pupillendurchmesser: 3 mm). Die Kurven für Ortsfrequenzen grösser als 32 p/° fallen infolge sphärischer Aberration des Auges mit derjenigen für 32 p/° zusammen. Im Gebiet oberhalb der 32 p/° Linie können keine doppelten Modulationsmaxima entstehen. Angegeben ist auch die ungefähre Lichtfarbe, welche die bichromatische Mischung ergibt. Der Stern bezeichnet das im Text dargestellte Beispiel der 3-Banden-Leuchtstofflampe.

Beispielsweise hat eine moderne 3-Banden Leuchtstofflampe neben anderen Wellenlängen, welche vorerst vernachlässigt werden, zwei spektrale Maxima bei etwa 540 und 610 nm (Fig. 10-3a). Dieses bichromatische Spektrum liegt in Fig. 9-2 im gelben Bereich (eingezeichnete Stern). In diesem Gebiet oberhalb der 32 p/° Linie können keine doppelten Modulationsmaxima auftreten. Dass die Lampe in Wirklichkeit nicht gelb erscheint, liegt am hier nicht berücksichtigten Blauanteil, welcher zusätzlich ein eventuell vorhandenes doppeltes Maximum verwischen würde. Die Vermutung liegt nahe, dass bei den im

Alltag vorhandenen polychromatischen Spektren keine doppelten Maxima auftreten. Diese Hypothese sei im folgenden weiter vertieft.

Erinnert man sich an die retinale Modulation bei bichromatischen Spektren in Abhängigkeit der Defokussierung (z.B. Fig. 4-8 in Kap. 4.2.4), so sind als Wirkung der longitudinalen chromatischen Aberration folgende vier Möglichkeiten vorhanden, wie die Güte des Akkommodationsreizes beeinträchtigt werden kann:

- Das Modulationsmaximum kann sich verringern, was einer Kontrastminderung entspricht.
- Der Sollwert der Distanzeinstellung kann sich verändern. Dies ergibt eine zusätzliche Fehlsichtigkeit der Person und es entsteht möglicherweise ein Konflikt mit der Vergenzeinstellung der beiden Augen, welche nach Kap. 3.3 mit der Akkommodation gekoppelt ist. Wird beim Nahpunkt der Akkommodation gearbeitet, ist rotes Licht ungeeignet, da dann die entstehende Weitsichtigkeit zu unscharfen, nicht mehr zu akkommodierenden Sehobjekten und damit zu erhöhter Beanspruchung führt. Ähnliches gilt für blaues Licht bei Arbeiten in der Nähe des Fernpunkts.
- Der Bereich der Defokussierung, innerhalb welchem die Akkommodationsregelung einsetzen kann, verkleinert sich. Dies läuft parallel zur Verkleinerung der Schärfentiefe.
- Es existieren die bereits erwähnten zwei Modulationsmaxima, was für den Akkommodationsregler zwei Sollwerte ergibt.

Um festzustellen, ob das Ausmass dieser Wirkungen unter natürlichen Sehbedingungen von Bedeutung ist, wurde für verschiedene Spektren die Modulation eines  $32 p^{\circ}$ -Gitters in Abhängigkeit der Defokussierung berechnet. Daraus resultiert die im Vergleich zu spektral kontinuierlichem Weiss entstehende Kontraständerung, die Fokusverschiebung und die Schärfentiefeänderung. Die Spektren wurden mit dem in Kap. 10.1 noch zu beschreibenden Spektralphotometer gemessen. Als Mass für den Kontrast diente das Maximum und als Mass für die Schärfentiefe die Halbwertsbreite<sup>226</sup> der in Kap. 4.2.4 nach (4.12) berechneten retinalen Modulation. Die Berechnung der Fokusverschiebung erfolgte mit (4.13). Die Ergebnisse sind in Tab. 9-1 zusammengestellt. Doppelte Maxima sind ausser bei der Bildschirmfarbe Magenta und dem im Alltag nicht vorkommenden dichroitischen Magentafilter bei keiner der untersuchten spek-

---

<sup>226</sup> LEGGE G.E., MULLEN K.T., WOO G.C., CAMPBELL F.W.: Tolerance to visual defocus. J. Opt. Soc. Am. A V4 N5 (1987) P851-863.

Tab. 9-1: Relative Kontraständerung  $C_{rel}$ , Fokusverschiebung  $a_{rel}$  und relative Schärfentiefenänderung  $ST_{rel}$  (letztere auf 8.3% genau) als Folge der longitudinalen chromatischen Aberration für verschiedene Lichtspektren im Vergleich zu spektral kontinuierlichem Weiss. Die Angaben wurden mit (4.13) von Kap. 4.2.4 berechnet. Sie gelten für ein Gitter mit Ortsfrequenz 32 p/p, einem Pupillendurchmesser von 3 mm und einer Bewertung mit der CIE 1988 2°-Hellempfindlichkeitsfunktion  $V_M(\lambda)$ . Die Rubrik "Figur" bezeichnet die Grafik in dieser Arbeit, in welcher das jeweilige Spektrum dargestellt ist.

	Figur	$C_{rel}$	$a_{rel}$ [dpt]	$ST_{rel}$
spektral kontinuierliches Weiss (Referenz)	---	1.00	+0.000	1.00
monochromatisches Licht 450 nm	---	1.89	-0.892	0.58
monochromatisches Licht 550 nm	---	1.72	-0.028	0.75
monochromatisches Licht 570 nm	---	1.66	+0.095	0.67
monochromatisches Licht 650 nm	---	1.50	+0.474	0.83
Xenon-Lampe	---	1.00	+0.015	1.08
dichroitisches Magentafilter (2 Modulationsmaxima)	10-7	0.64	-0.172	1.67
weisses Papier, LL-Beleuchtung	10-2a	1.17	+0.048	0.92
grüne Schreibunterlage, LL-Beleuchtung	10-2b	1.18	+0.032	0.92
oranger Buchdeckel, LL-Beleuchtung	10-2c	1.21	+0.132	0.92
Raumdecke, Halogen-Metaldampf-L.-Beleuchtung	10-2d	1.12	+0.016	1.00
Leuchtstofflampe warmweiss 3-Banden	10-3b	1.16	+0.089	1.00
Leuchtstofflampe warmweiss de Luxe	10-3d	1.10	+0.090	1.00
Leuchtstofflampe warmweiss Halogenphosphat	10-3c	1.29	+0.100	0.92
Leuchtstofflampe neutralweiss 3-Banden	10-3a	1.20	+0.039	0.92
Leuchtstofflampe neutralweiss de Luxe	---	1.09	+0.046	1.00
Leuchtstofflampe tageslichtweiss 3-Banden	---	1.20	-0.004	0.92
Leuchtstofflampe tageslichtweiss de Luxe	---	1.04	-0.007	1.08
Planckscher Strahler 2500 K (= Glühlampe)	---	1.06	+0.102	1.08
Planckscher Strahler 3500 K (= Blitzlichtlampe)	---	1.04	+0.050	1.08
Planckscher Strahler 4500 K	---	1.02	+0.018	1.08
Planckscher Strahler 5500 K (= Tageslicht)	---	1.01	-0.003	1.00
Planckscher Strahler 6500 K	---	1.00	-0.018	1.08
Monochrombildschirm weiss (P4)	10-4a	1.14	-0.069	0.92
Monochrombildschirm weiss	10-4b	1.15	-0.031	0.92
Monochrombildschirm orange	10-4c	1.40	+0.135	0.83
Monochrombildschirm grün	---	1.25	-0.108	0.92
Farbbildschirm weiss	10-4d	1.02	-0.055	1.08
Farbbildschirm blau	---	0.91	-0.241	1.08
Farbbildschirm grün	---	1.26	-0.067	0.83
Farbbildschirm rot	---	1.16	+0.212	0.92
Farbbildschirm gelb	---	0.96	+0.094	1.17
Farbbildschirm cyan	---	1.20	-0.094	0.83
Farbbildschirm magenta (2 Modulationsmaxima)	---	0.71	-0.000	1.83

tralen Lichtverteilung aufgetreten. Für die Berechnung wurde der CIE 1988 2<sup>o</sup>-Hellempfindlichkeitsgrad  $V_M(\lambda)$  verwendet<sup>227</sup>; eine Berechnung mit der in Teil A erhaltenen Akkommodationsempfindlichkeit  $V_a(\lambda)$  ergab ähnliche Resultate.

### *Spektren von Beleuchtungen und beleuchteten Gegenständen*

Es fällt auf, dass bei Beleuchtungen und beleuchteten Gegenständen die Fokusverschiebung  $< 0.15$  dpt beträgt. Berücksichtigt man, dass für Brillenkorrekturen erst Abweichungen  $\geq 0.25$  dpt berücksichtigt werden, kann die Fokusverschiebung vernachlässigt werden. Dies gilt auch für die Änderung der Schärfentiefe, da sie im Bereich der Fehlergenauigkeit liegt. Je schmalbandiger das Spektrum ist, desto stärker erhöht sich der Kontrast im Vergleich zu spektral kontinuierlichem Weiss, was bei allen betrachteten Beleuchtungsspektren der Fall ist. Eine Beeinträchtigung des Sehvorganges durch die spektrale Energieverteilung ist also bei den betrachteten mehr oder weniger weissen Beleuchtungsarten nicht zu erwarten. Über Untersuchungen zu indirekten Wirkungen unterschiedlicher Beleuchtungsspektren siehe das folgende Kap. 9.4.

### *Spektren von Bildschirmen*

Bei Bildschirmen beträgt die Fokusänderung zwischen Rot und Blau rund 0.45 dpt. Bei einem Bildschirmabstand von 70 cm entspricht das einem Distanzunterschied von 23 cm. Dabei sollte Rot scheinbar näher liegen als Blau. Der subjektiv wahrgenommene Distanzunterschied ist jedoch geringer und die Reihenfolge kann sich bei anderen Bildschirmabständen oder Lichtintensitäten umkehren. Auch verschwindet die beobachtete Tiefenwirkung meistens bei monokularer Betrachtungsweise. Es kann daraus geschlossen werden, dass der wahrgenommene Distanzunterschied infolge chromatischer Farbquerfehler auf Chromostereopsis zurückzuführen ist und nicht auf unterschiedliche Akkommodationssollwerte. Der Unterschied von 23 cm liegt offenbar bei kleinem Pupillendurchmesser im Bereich der Schärfentiefe. Falls angenommen wird, dass Umakkommodieren um 0.45 dpt zwischen Rot und Blau zu Beschwerden führen kann, ist für blau dargestellte Bildschirmobjekte leichte Entsättigung (Hinzumischen von Weiss) zu empfehlen.

Dass blaue Zeichen unschärfer erscheinen und auch durch andere Akkommodationseinstellungen nicht schärfer gemacht werden können, liegt einerseits an der Kontrastminderung, die infolge der grösseren chromatischen Aberration bei

---

<sup>227</sup> CIE Publ. Nr.86: CIE 1988 2<sup>o</sup>-spectral luminous efficiency function for photopic vision. Zentralbüro der CIE Wien (1988).



kleinen Wellenlängen stärker ausfällt, andererseits an der reduzierten B-Zapfendichte (Kap. 5.1.1). Ob bei magentafarbigen Zeichen mit Schwierigkeiten zu rechnen ist, kann aufgrund von Tab. 9-1 nicht entschieden werden: Die starke Kontrastminderung und das doppelte Modulationsmaximum wird möglicherweise durch die Vergrößerung der Schärfentiefe kompensiert. Dass diese Farbe subjektiv oft unangenehm wirkt, kann auch mit der in der Tabelle nicht berücksichtigten Chromostereopsis zusammenhängen. Die Farbe Magenta ist am Bildschirm eher zu vermeiden oder durch einen Weissanteil zu entsättigen. Diese Ergebnisse stimmen mit Untersuchungen überein, bei welchen die Akkommodation in Abhängigkeit der Bildschirmfarbe gemessen wurde<sup>228,229</sup>.

Die Autoren stellten maximale Akkommodationsunterschiede von etwa 0.4 dpt fest, obwohl der chromatische Brechkraftunterschied für die Emissionsspitzen bei 450 und 626 nm rund 1.27 dpt beträgt. Lovasik et al. erklärten diese Differenz als Auswirkung einer von den Versuchspersonen gelernten Strategie, Akkommodationsaufwand zu sparen. Mit der in Teil A dargestellten Theorie (Gleichung (4.13) Kap. 4.2.4) ist jedoch klar, dass der Unterschied durch die wellenlängenabhängige Gewichtung der breitbandigen Spektren mit  $V_a(\lambda)$  zustande kommt. Eine weitere Untersuchung, bei welcher zusätzlich auch die Vergenz in Abhängigkeit der Bildschirmfarbe gemessen wurde<sup>230</sup>, bestätigt die Ergebnisse der Tab. 9-1 ebenfalls. Ein interessantes Ergebnis dieser Arbeit ist, dass auch die Vergenz von der Farbe beeinflusst wird. Dies ist entweder auf akkommodative Konvergenz oder auf Chromostereopsis, hervorgerufen durch Farbquerfehler, zurückzuführen.

Eine andere Arbeit empfiehlt aufgrund von Überlegungen zur chromatischen Aberration, grüne Monochrombildschirme zu verwenden<sup>231</sup>. Da nach Tab. 9-1 die unterschiedlichen Fokussierungen für Weiss, Orange und Grün im Bereich  $\pm 0.15$  dpt liegen, der Ort der Akkommodationsruhelage jedoch um  $\pm 0.5$  dpt schwankt (Kap. 3.2), besteht für eine solche Schlussfolgerung keine Grund-

---

<sup>228</sup> LOVASIK J.V., KERGOAT H.: Accommodative performance for chromatic displays. *Ophthalm. Physiol. Opt.* V8 (1988) P443-449.

<sup>229</sup> KRUEGER H., MADER R.: Der Einfluss der Farbsättigung auf den chromatischen Fehler der Akkommodation des menschlichen Auges. *Fortschr. Ophthalmol.* V79 (1982) P171-173.

<sup>230</sup> MURCH G.M.: Visual accommodation and convergence to multichromatic visual-display terminals. *Proceedings of the SID V24/1* (1983) P67-71.

<sup>231</sup> SIVAK J.G., WOO G.C.: Color of visual display terminals and the eye; green VDTs provide the optimal stimulus to accommodation. *Am. J. Optom. & Physiol. Opt.* V60 N7 (1983) P640-642.

lage. Es sei jedoch an die Voraussetzung von Tab. 9-1 erinnert, dass die spektrale Akkommodationsempfindlichkeit additiv sei. Sollte sich in weiteren Studien die in Kap. 8. diskutierten Ergebnisse bestätigen, dass zur Akkommodationsregelung auch die Differenz der R- und G-Zapfensignale einen Einfluss hat, ist zwischen grünen und orangen Bildschirmen eine unterschiedliche Wirksamkeit für den Akkommodationsreflex durchaus denkbar.

Für Untersuchungen der indirekten Wirkung von Bildschirmfarben siehe das folgende Kap. 9.4.

#### 9.4 Indirekte Wirkungen des Lichtspektrums

In einer Studie, bei welcher in Schulklassen Befragungen durchgeführt und das Verhalten der Schüler registriert wurden, konnten keine signifikanten Unterschiede bei Beleuchtungen mit *kontinuierlichem* und solchen mit *diskontinuierlichem Spektrum* festgestellt werden<sup>232</sup>. Ein solcher Unterschied wäre beispielsweise denkbar, wenn durch unterschiedliche Farbwiedergeabeeigenschaften der Beleuchtung unterschiedlich "gesunde" Gesichtsfarben und dadurch entsprechende Assoziationen bewirkt würden. Eine andere Hypothese für solche indirekte Wirkungen wäre, dass eine Beleuchtung zu stärkerer visueller Ermüdung führt. Eigene Felduntersuchungen dazu werden in Kap. 10.2 beschrieben.

Es ist allgemein bekannt, dass die *Lichtfarbe* die Stimmungslage eines Menschen beeinflussen kann. Diese Wirkung wird mit grosser Wahrscheinlichkeit nicht über die retinohypothalamische oder andere, direkte unspezifische Bahnen übertragen, da diese vermutlich keine Farbinformation verarbeiten können. Diese Tatsache lässt auch eine Arbeit vermuten, in welcher verschiedene psychische Leistungsparameter in Abhängigkeit der ungesättigten Lichtfarben und der Lichtintensitäten untersucht wurden: Nur die Intensität beeinflusste die Leistungen signifikant<sup>233</sup>. Allerdings konnte auch keine Beeinflussung der über die spezifische Bahn gelangenden visuellen Leistungsfähigkeit durch ungesättigte Lichtfarben festgestellt werden<sup>234</sup>. Die Farbinformation kann jedoch indi-

---

<sup>232</sup> BARTHOLOMEW R.: Lighting in the classroom. Building Research and Practice V3 (1975) P32-39.

<sup>233</sup> SOMMER J.: Einfluss der Beleuchtung auf Intelligenz-, Konzentrations- und Reaktionsleistungen. Lichttechnik V29 N8 (1977) P342-345 und N9 P370-372.

<sup>234</sup> MILOVÁ A.: The influence of light of different spectral composition on the visual performance. XVII Session of CIE P71.07; Barcelone (1971) P1-24.

rekt aus den Farbzentren des Kognitionssystems neuronal zum Stimmungssystem gelangen. Diese indirekte Wirkung dürfte bei gesättigten Farben stärker zum Ausdruck kommen. Die wahrgenommene Farbe führt zu psychologischen Bewertungen, welche sich in Attributen wie "kalt" (für Blau), "erhaben" (für Purpur), "leicht" (für Gelb) etc. äussern (siehe dazu auch die Einleitung von Kap. 10.2).

Eine weitere indirekte Wirkung ist die *visuelle Ermüdung*. Sie äussert sich als verminderte analytische Gegenstandserfassung im visuellen Bereich, nicht aber durch eine physiologische Ermüdung der Photorezeptoren, vermutlich auch nicht durch Ermüdung der Augenmuskulatur. Als Indikator für visuelle Ermüdung werden die Flimmerverschmelzungsfrequenz (FVF) als zeitliches Auflösungsvermögen des Sehvorgangs, die Sehschärfe als örtliches Auflösungsvermögen, die Kontrastempfindlichkeit, die Varianz von Pupillengrösse und Akkommodation, Augensakkaden, Lidschlagfrequenz u.a. angesehen. Beispielsweise zeigte eine Arbeit, dass die FVF und die Sehschärfe nach vierstündiger Tätigkeit in spektral diskontinuierlichem Licht stärker abnehmen als bei einer Beleuchtung mit sogenannten "Vollspektrum"-Lampen<sup>235</sup>. Eine andere Arbeit ergab jedoch bezüglich der FVF gerade das gegenteilige Ergebnis<sup>236</sup>.

Die Problematik dieser Masse liegt darin, dass die visuelle Ermüdung sie zwar durchaus beeinflusst, andere Einflussgrössen aber ebenfalls eine wesentliche Wirkung ausüben. So zeigen beispielsweise Untersuchungen, dass Kaffeegenuss die FVF verändert<sup>237</sup>; ausserdem ist es schwierig, visuelle Ermüdung von allgemeiner Ermüdung zu trennen. Zudem kann erhöhte Anstrengung die durch visuelle Arbeit bedingte verminderte Leistungsfähigkeit bei der Informationsaufnahme, -verarbeitung und -umsetzung zeitweilig kompensieren. Daher müssten die erwähnten Masse während einer grossen Zeitspanne kontinuierlich erhoben werden, was aber nur im Laboratorium und kaum unter natürlichen Arbeitsbedingungen möglich ist. Das vermindert die Relevanz solcher Untersuchungen für die Praxis in starkem Masse. Ergänzend zu solchen Untersuchungen ist daher auch ein theoretisches Verständnis der physiologischen bzw. psychologischen Vorgänge unabdingbar.

---

<sup>235</sup> MAAS J.B., JAYSON J.K., KLEIBER D.A.: Effects of spectral differences in illumination on fatigue. J. Appl. Psychol. V59 N4 (1974) P524-526.

<sup>236</sup> O'LEARY K.D., ROSENBAUM A., HUGHES P.C.: Fluorescent lighting: A purported source of hyperactive behaviour. J. of Abnormal Child Psychol. V6 N3 (1978) P285-289.

<sup>237</sup> EICHLER O.: Kaffee und Coffein. Springer-Verlag Berlin, 2. Aufl. (1976) P70.

Trotz dieser Problematik seien noch zwei Untersuchungen erwähnt, welche einen Zusammenhang zwischen Bildschirmfarbe und visueller Ermüdung nachzuweisen versuchten. So ergaben Messungen der FVF von 9 Personen nach zweistündigen visuellen Sehaufgaben am Bildschirm eine stärkere Reduktion für rote und blaue Sehzeichen als für weisse, grüne und gelbe<sup>238</sup>. Für grüne und gelbe Sehzeichen war die Reduktion der FVF am geringsten. Für diese Versuche wurden konstante Zeichenleuchtdichten von 30 cd/m<sup>2</sup> verwendet. Wie in Kap. 10.3 noch gezeigt wird, kann das aber bei gesättigten Farben zu wahrgenommenen Helligkeitsverhältnissen von über 2 führen, welche bei der Auswertung nicht berücksichtigt wurden. Untersuchungen zur Fehlerentdeckungshäufigkeit und Lesegeschwindigkeit an Bildschirmen mit farbigen Zeichen ergaben ähnliche Präferenzen für Grün, Gelb und Weiss<sup>239</sup>.

---

<sup>238</sup> OSAKA N.: The effect of VDU colour on visual fatigue in the fovea and periphery on the visual field. *Displays* V6 N3 (1985) P138-140.

<sup>239</sup> MATTHEWS M.L.: The influence of colour on CRT reading performance and subjective comfort under operational conditions. *Applied Ergonomics* V18.4 (1987) P323-328.

## 10. Weitere Untersuchungen

Die in den folgenden vier Kap. 10.1 bis 10.4 beschriebenen Untersuchungen sind als Ergänzung von Teil A zu verstehen. Sie berühren die spektrale Verteilung betreffende Aspekte, welche in Kap. 9.1. diskutiert wurden, aber nicht direkt mit der Akkommodation zu tun haben. In Kap. 10.1 wird die Konstruktion eines im Rahmen dieser Arbeit hergestellten Spektralphotometers beschrieben, mit dessen Hilfe die im Alltag vorkommenden Spektren bestimmt werden können. Ein paar Beispiele spektraler Verteilungen, welche auch in Tab. 9-1 verwendet wurden, sind graphisch dargestellt. Kap. 10.2 beschreibt eine Akzeptanzstudie, welche der Frage nachging, ob unterschiedliche Beleuchtungsspektren zu unterschiedlichen subjektiven Bewertungen führen. In Kap. 10.3 wird eine Studie beschrieben, in der untersucht wurde, ob subjektiv auf gleiche Helligkeit eingestellte metamere Spektren auch objektiv gemessene gleiche Leuchtdichten aufweisen. In Kap. 10.4 folgt die Beschreibung einer Pilotstudie zur Sehschärfe bei verschiedenen Lichtspektren bzw. Lichtfarben.

### 10.1 Messung von Lichtspektren

In diesem Kapitel wird ein Spektralphotometer beschrieben, welches im Rahmen dieser Arbeit gebaut wurde (Kap. 10.1.1). Zwar können Leuchtstofflampenspektren von den Herstellern zur Verfügung gestellt werden, im täglichen Leben spielen jedoch eher die Spektren reflektierten Lichts eine Rolle. Das Spektralphotometer wurde konstruiert, um sowohl solche Spektren als auch diejenigen von Bildschirmen messen zu können. In Kap. 10.1.2 wird gezeigt, dass im Bürobereich die reflektierten Spektren im Hinblick auf Diskontinuitäten denjenigen der Lampen ähnlich sehen.

#### 10.1.1 Aufbau eines Spektralphotometers

Für den *Aufbau* des Spektralphotometers, dessen Prinzip in Fig. 10-1 dargestellt ist, diente ein Photoapparat X300 (Minolta Camera Co. Ltd, Osaka J) als Abbildungseinheit. Er hat den Vorteil, dass das zu messende Objekt durch die Sucheroptik anvisiert und fokussiert werden kann. Der Spektralanalyseteil besteht im wesentlichen aus einem abbildenden holographischen Flachfeldgitter (217 Linien/mm, I.S.A. Jobin-Yvon, Longjumeau F) und einem CCD-Array TH7803 (Zeile mit 1728 lichtempfindlichen Elementen von  $13\ \mu\text{m} \times 13\ \mu\text{m}$  Grösse. Thomson-CSF, Boulogne-Billancourt Cedex F). Da das ganze Spektrum auf einmal auf den Sensor abgebildet und ausgelesen wird, kann im

Spektralanalyseteil auf bewegliche Elemente verzichtet werden. Das kommt der für Feldversuche wichtigen Stabilität zugute.

Der erfassbare *Wellenlängenbereich* beträgt 380 nm bis 880 nm. Für Messungen im IR-Bereich muss ein UV-Absorptionsfilter aufgesetzt werden, um die Überlagerung des Spektrums durch Beugung zweiter Ordnung zu vermeiden. Die Grösse der verwendeten Lochblende bestimmt die Auflösung in der Filmebene: Mit einem Lochblendendurchmesser von 0.2 mm wird die durch die geometrische Optik und die Beugung begrenzte maximal mögliche Auflösung von 7 nm erreicht (entsprechend einem chromatischen Brechkraftunterschied von 0.077 dpt bei 454 nm). Verglichen mit dem spektralen Auflösungsvermögen des Auges ist dieser Wert gerade noch unkritisch<sup>240</sup>. Mit einem 50 mm Objektiv Typ 50/1.7 MD (Minolta Camera Co. Ltd., Osaka J) wird dadurch ein *Öffnungswinkel* von etwa 14' erfasst. Dadurch ist es möglich, das Spektrum von Leuchtstofflampen mit 26 mm Durchmesser in 6 m Entfernung zu messen.

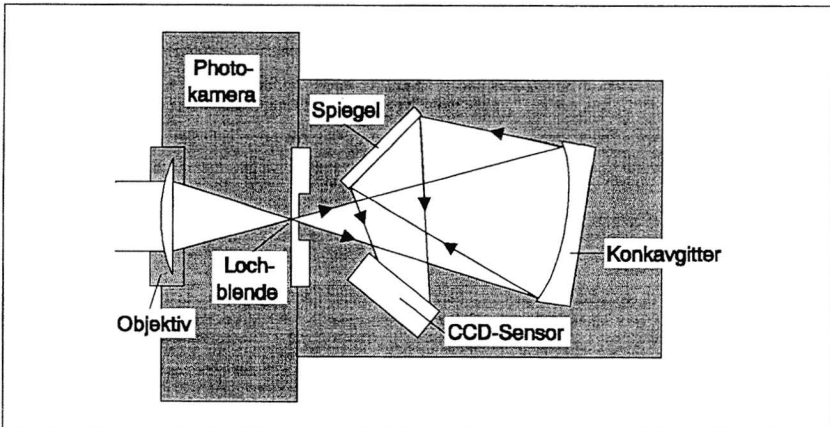


Fig. 10-1: Spektralphotometer: Das von der zu messenden Lichtquelle kommende Licht gelangt durch das Objektiv eines Photoapparats auf eine sich in der Filmebene befindliche Lochblende, durch welche es auf ein Konkavgitter fällt. Dieses bildet die Lochblende durch die Konkavwirkung über einen Spiegel auf ein CCD-Array ab (Zeile mit 1728 Photozellen auf einer Länge von ca. 22 mm). Die Gitterwirkung zerlegt das Licht in seine Wellenlängen, wodurch verschiedene Wellenlängen auf verschiedene Photozellen gelangen.

<sup>240</sup> VAN ESCH J.J., KOLDENHOF E.E., VAN DOORN A.J., KOENDERINK J.J.: Spectral sensitivity and wavelength discrimination of the human peripheral visual field. J. Opt. Soc. Am. A V1 N5 (1984) P443-450.

Der *Empfindlichkeitsbereich* ist so gross, dass sowohl Lampen, Bildschirme aber auch diffus an Oberflächen reflektiertes Licht gemessen werden können. Zu grosse Intensitäten lassen sich mit der Blende des Photoapparates anpassen; Spektren kleiner Intensität werden mehrmals gemessen, um das Signal-Rauschverhältnis zu verbessern. Die Belichtungszeit des Sensors beträgt 90 ms, danach werden die 1728 in Form elektrischer Ladungen gespeicherten Intensitäten jeder Sensorzelle in ein Schieberegister des CCD-Arrays gebracht, woraus sie mit einer Taktrate von 20 kHz über einen Analog-Digital-Wandler (Tecmar Labmaster, Solon (Cleveland) Ohio USA) in einen Personal-Computer übertragen und gespeichert werden. Während dieser ebenfalls etwa 90 ms dauernden Übertragung kann eine erneute Belichtung der Photozellen mit dem Spektrum stattfinden. Zeitliche Änderungen des Lichtspektrums werden also mit einer *Aufnahmefrequenz* von ca. 10 Hz registriert.

Die *Eichung* des Geräts betrifft einerseits die Wellenlängenskala, andererseits die Intensitätsskala. Die Wellenlängeneichung gestaltet sich einfach, indem Aufnahmen beliebiger Lichtquellen durch Interferenzfilter (Anhang 12.6) gemacht werden. Es zeigte sich eine kleine quadratische Abweichung von der Linearität zwischen dem Ort der Sensorzelle und der Wellenlänge. Diese Abweichung wurde softwaremässig korrigiert. Bei der Eichung der Intensität geht es weniger um eine absolute Eichung in  $\text{W m}^{-2} \text{nm}^{-1}$ , sondern um die Korrektur des spektralen Transmissionsgrades des Photoobjektivs, des spektralen Reflexionsgrades des Gitters und des Spiegels sowie des spektralen Empfindlichkeitsgrades des CCD-Arrays. Als Eichlichtquelle dienten eine Xenon- und eine Glühlampe, deren Emissionsspektren vom Hersteller bekannt waren. Die Intensitätskorrektur wurde ebenfalls softwaremässig durchgeführt. Sie bewirkt im wesentlichen eine Verstärkung im Bereich kurzer Wellenlängen (Sensorempfindlichkeit) und im Bereich langer Wellenlängen (Gitterreflexionsgrad).

### 10.1.2 Messungen von Beleuchtungs- und Bildschirmspektren

In Fig. 10-2a bis 10-2c sind beispielhaft Spektren dargestellt, welche an einem Arbeitsplatz gemessen wurden. Als Beleuchtung dienten neutralweisse Standard-Leuchtstofflampen (Halogenphosphat-Leuchtstoff), deren Spektrum bei der Reflexion auf weissem Papier erkennbar wird (Fig. 10-2a). Das reflektierte Licht von einer zufällig ausgewählten, ungesättigt dunkelgrünen Schreibunterlage (Fig. 10-2b) weist ein Spektrum auf, welches im Vergleich zum Lampenspektrum oberhalb von 550 nm eine Reduktion von nur etwa 10% zeigt. Hingegen absorbiert ein ebenfalls zufällig ausgewählter, gesättigt oranger Buchdeckel (Fig. 10-2c) unterhalb von 570 nm etwa 65% mehr Licht als weisses

Papier. Es zeigt sich, dass im Bürobereich, wo für die Inneneinrichtung vorwiegend ungesättigte Farben verwendet werden, die reflektierten Spektren im Hinblick auf Diskontinuität den Lampenspektren ähnlich sehen. In Fig. 10-2d ist das Spektrum einer Raumdecke dargestellt, welche durch eine Indirektbeleuchtung mit Halogen-Metaldampf-Lampe beleuchtet wurde.

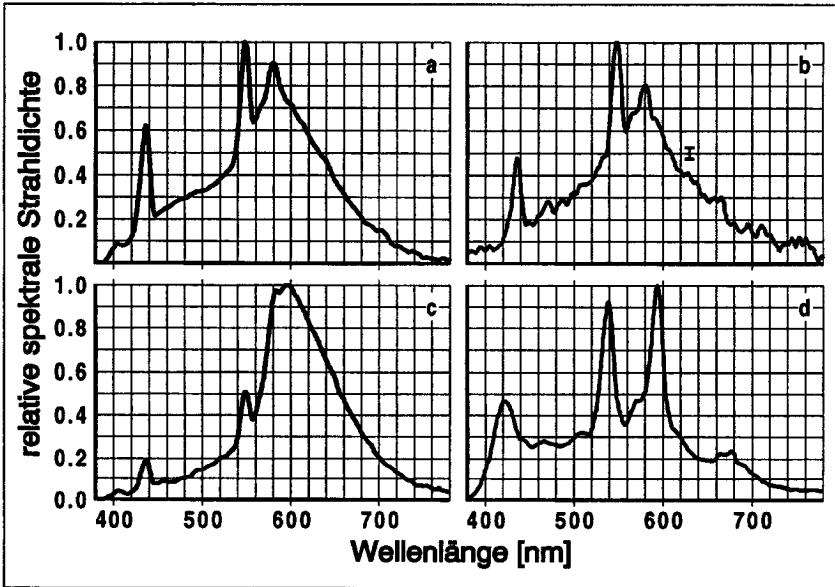


Fig. 10-2: Spektren reflektierten Lichts. Der Balken in b stellt den doppelten Standardfehler dar; der Standardfehler der anderen Spektren ist kleiner als die Strichdicke. a: Weisses Papier mit Leuchtstofflampen beleuchtet. Dargestellt ist der Mittelwert von 10 Messungen. b: Zufällig ausgewählte, ungesättigt dunkelgrüne Schreibunterlage mit Leuchtstofflampen beleuchtet. Dargestellt ist der Mittelwert von 30 Messungen. c: Zufällig ausgewählter, gesättigt oranger Buchdeckel mit Leuchtstofflampen beleuchtet. Dargestellt ist der Mittelwert von 10 Messungen. d: Weiße Raumdecke von einer Indirektbeleuchtung mit Halogen-Metaldampf-Lampe beleuchtet.

Es erscheint gerechtfertigt, zur Beurteilung der spektralen Energieverteilung im Bürobereich die Lampenspektren zu betrachten und das Spektrum reflektierten Lichts nur für schwierige Sehaufgaben im Zusammenhang mit gesättigten Farben zu beurteilen.

### Lampenspektren

Die in den Untersuchungen der Kap. 10.2 und 10.3 verwendeten Lampenspektren werden in Fig. 10-3a bis 10-3d dargestellt. Es handelt sich jeweils um den



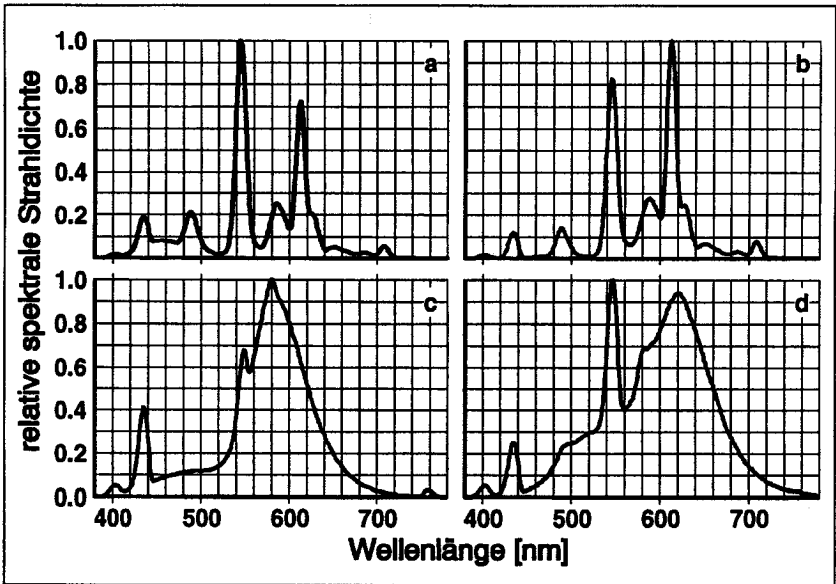


Fig. 10-3: Spektren von Leuchtstofflampen.

- a: Neutralweisse, energiesparende 3-Banden-Lampe. Der Bereich bei 612 nm ist im Vergleich zur warmweissen Lampe gleichen Typs (b) reduziert.
- b: Warmweisse 3-Banden-Lampe. Der dominante Anteil bei 612 nm bewirkt die rotgelbliche Farbe.
- c: Herkömmliche, preiswerte, warmweisse Halogenphosphat-Lampe.
- d: Warmweisse 6-Banden-Lampe "de Luxe" mit sehr guten Farbwiedereigenschaften.

Mittelwert von 10 einzelnen Messungen. Die Kurven stimmen weitgehend mit den Angaben der Hersteller überein. Die Lampenfarben werden in "Tageslichtweiss" (Farbtemperatur<sup>241</sup> > 5000 K), "Neutralweiss" (3300 K bis 5000 K) und "Warmweiss" (< 3300 K) eingeteilt. Die gemessenen Spektren lassen sich in drei Gruppen einteilen, nämlich:

- Lampen mit *einzelnen* dominanten Wellenlängen (Fig. 10-3a und 10-3b) weisen im Vergleich zu Tageslicht bzw. Glühlampenlicht eine weniger gute Farbwiedergabe auf und könnten nach der ursprünglichen Hypothese zu Problemen mit der Akkommodation führen. Sie haben aber eine sehr gute Lichtausbeute, weshalb sie heute immer häufiger verwendet werden. Moderne Leuchtstofflampen dieses Typs sind mit drei verschiedenen

<sup>241</sup> Die ähnlichste Farbtemperatur  $T_n$  ist diejenige Temperatur des Planckschen (Schwarzen) Strahlers, bei der dessen Farbort der des zu untersuchenden Strahlers am nächsten kommt (nach DIN 5033 Teil 1).

Leuchtstoffen beschichtet, weshalb sie auch 3-Banden-Lampen genannt werden.

- Lampen mit einem dominierenden Wellenlängenbereich (Fig. 10-3c) und schlechten Farbwiedergabeeigenschaften, da der Wellenlängenbereich nicht auf die üblicherweise verwendeten Testfarben abgestimmt ist. Die Lampen haben gemäss Angaben der Hersteller eine Lichtausbeute von 72% bis 89% derjenigen der ersten Gruppe. Das Spektrum des gezeigten Beispiels weist Ähnlichkeit mit dem oben dargestellten Spektrum eines orangen Buchdeckels (Fig. 10-2c) auf. Der erhöhte Blauanteil und der reduzierte Rotanteil verhindern eine orange Lichtfarbe. Für den Leuchtstoff wird Halogenphosphat verwendet.

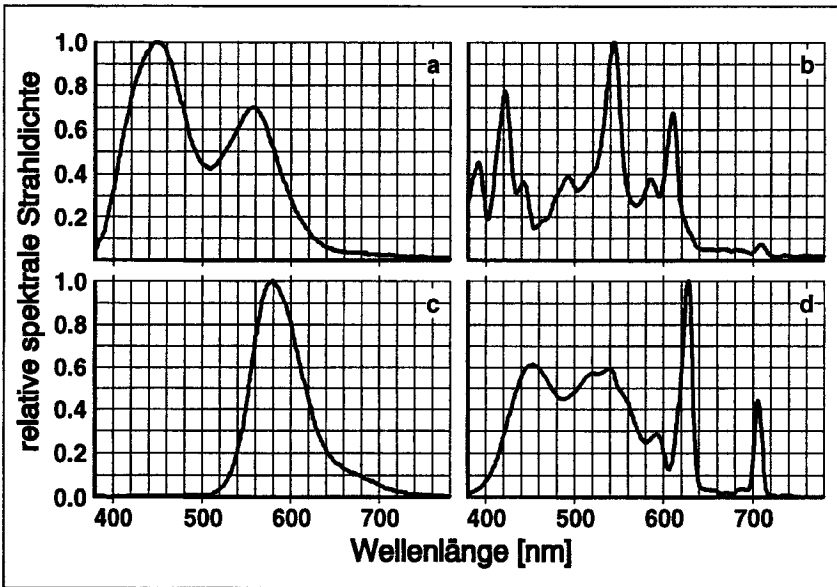


Fig. 10-4: Spektren von Bildschirmen.

- a: Weiss, häufig verwendete Monochrombildröhre mit Phosphortyp P4. Sie findet auch für Schwarzweiss-Fernsehgeräte Verwendung.
- b: Beispiel eines Spektrums eines weissen Monochrombildschirms.
- c: Beispiel eines Spektrums eines orangen Monochrombildschirms.
- d: Spektrum der Farbe Weiss eines häufig verwendeten Farbbröhrentyps.

- Lampen, welche *alle* sichtbaren Wellenlängen abstrahlen (Fig. 10-3d) und auch eine entsprechend gute Farbwiedergabe gewährleisten. Die Lichtausbeute beträgt hingegen nur etwa 69% derjenigen der ersten Gruppe. Sie werden für Arbeitsplätze mit erhöhter Anforderung an das Farbsehen

(z.B. Textil- und Druckereibranche) verwendet. Leuchtstofflampen dieses Typs werden auch mit der Bezeichnung "de Luxe" versehen. Die modernen Versionen sind mit sechs verschiedenen Leuchtstoffen beschichtet, was ihnen den Namen 6-Banden-Lampe gibt.

### *Bildschirmspektren*

Die Spektren von Bildschirmen sind häufig die Spektren gesättigter Farben. Sie entstehen durch Lichtemission elektronenangeregter Phosphore in den Bildröhren. Es muss unterschieden werden zwischen Spektren einfarbiger, das heisst monochromer Bildröhren und Spektren mehrfarbiger Bildröhren. Monochrome Bildröhren existieren in den Farben Weiss (Fig. 10-4a und 10-4b), Grün, Orange ("Bernstein", "Amber" Fig. 10-4c) und bei den Plasma-Bildschirmen auch in Rot. Dargestellt sind die Mittelwerte von zehn Einzelmessungen. Wie die Beispiele für Weiss zeigen, können die Spektren für gleiche Farben sehr unterschiedlich sein. So zeigt die Bildröhre in Fig. 10-4a mit dem Phosphor P4 einen starken Blauanteil, während in Fig. 10-4b dominante Wellenlängenbereiche eher um 540 nm liegen. Bei Farbbildröhren wird mit drei verschiedenen Phosphoren (meist P22) gearbeitet, welche in Fig. 10-4d zusammengemischt für die Farbe Weiss dargestellt sind.

## **10.2 Felduntersuchung zur Lichtfarbe und zum Lichtspektrum**

Um die Auswirkungen unterschiedlicher Lichtspektren in der Praxis abschätzen zu können, wurde eine *Akzeptanzstudie* in Form einer Befragung durchgeführt, welche im folgenden beschrieben wird.

Bereits 1941, kurz nach Erfindung der Leuchtstofflampen, wurden Untersuchungen zur Frage nach der *angenehmsten Lichtfarbe* durchgeführt<sup>242</sup>. Obwohl damals nur zwei Testpersonen an den Versuchen teilnahmen, werden die Ergebnisse heute allgemein als Kruthofsche Regel angewendet: Bei kleinen Beleuchtungsstärken wird eher eine warmweisse, bei grossen Beleuchtungsstärken eher eine tageslichtweisse Lichtfarbe bevorzugt. Dieses Ergebnis bestätigte sich später, allerdings nicht sehr deutlich bei Untersuchungen von Bodmann et al.<sup>243</sup> mit 400 Personen: Tageslichtweiss wird bei Beleuchtungsstärken < 700 lx als kühl, Warmweiss bei Beleuchtungsstärken > 3000 lx als künstlich

---

<sup>242</sup> KRUTHOF A.A.: Röhrenlampen mit Leuchtstoffen für allgemeine Beleuchtungszwecke. Philips Techn. Rundschau V6 N3 (1941) P65-96.

<sup>243</sup> BODMANN H.W., SÖLLNER G., VOIT E.: Bewertung der Beleuchtungsniveaus bei verschiedenen Lichtarten. Comptes Rendus CIE Wien (1963) P502-509.

empfunden. Eine sorgfältig geplante Studie von Davis et al.<sup>244</sup> konnte die Kruithofsche Studie nicht bestätigen. Die Autoren vermuten, dass die Wirkung der Farbwiedergabeeigenschaften auf die Beurteilung durch Versuchspersonen eine wesentlichere Rolle spielt als die Lichtfarbe selbst.

Zur Farbgebung eines Raumes verlangt die Wahrnehmungspsychologie, dass sie einem Zweck des Raumes entsprechende *Anmutung* beim Betrachter hervorruft<sup>245</sup>. Das heisst, für einen Büroraum, in welchem oft konzentriert und in Ruhe gearbeitet werden muss, sollten eher ungesättigte braune, orange und olive Farbtöne zum Einsatz gelangen. Dies war in den Räumen der Akzeptanzstudie auch weitgehend der Fall, wenn auch zum Teil satte Rot- und Gelbtöne von Stellwänden und Stühlen auffielen.

Eine weitere Frage stellt sich zur *Farbwiedergabe*. Unabhängig von der Lichtfarbe der Beleuchtung können Objekte (beispielsweise Gesichter oder Textilien) je nach ihrem spektralen Reflexionsgrad und dem Lichtspektrum in einer anderen Farbe erscheinen als man es sich bei Tages- oder Glühlampenlicht gewohnt ist. Die Farbwiedergabeeigenschaften einer Lampe werden mit Hilfe des allgemeinen Farbwiedergabeindex  $R_a$  angegeben. Da das Problem der Farbwiedergabe nicht mit nur einer einzigen Zahl erfasst werden kann, ist dieser Index ein vereinfachendes Mass, welches nicht allen Anforderungen gerecht wird<sup>246</sup>. Deshalb wurde auf die Anschaffung von Testfarben zur Messung des Farbwiedergabeindex verzichtet, eine Abstützung auf die Aussagen der befragten Personen sollte genügen. Nach Angaben der Lampenhersteller liegen alle Farbwiedergabeindizes der untersuchten Beleuchtungsarten im Bereich der Empfehlungen für Büroarbeitsplätze<sup>247,248</sup>, das heisst  $R_a = 70...84$ .

---

<sup>244</sup> DAVIS R.G., GINTHNER D.N.: Correlated color temperature, illuminance level, and the Kruithof curve. J. Illum. Eng. Soc. V19 N1 (1990) P27-38.

<sup>245</sup> FRIELING H.: Farbe am Arbeitsplatz. Bayerisches Staatsministerium für Arbeit und Sozialordnung, München (1984).

<sup>246</sup> OPSTELTEN J.J.: The establishment of a representative set of test colours for the specification of the colour rendering properties of light sources. CIE 20th Session D112 (1983) P1-4.

<sup>247</sup> Leitsätze der Schweizerischen Lichttechnischen Gesellschaft (SLG): Innenraumbeleuchtung mit künstlichem Licht. SEV 8912-1.1977 T2; SNV 418 912 (1977).

<sup>248</sup> DIN 5035 Teil 2: Beleuchtung mit künstlichem Licht; Richtwerte für Arbeitsstätten in Innenräumen und im Freien. Beuth Verlag Berlin (September 1990).

### 10.2.1 Beschreibung der Akzeptanzstudie

Zur Untersuchung der Wirkung von unterschiedlichen Beleuchtungssystemen auf die Personen am Arbeitsplatz, wurde ein Fragebogen mit stufenlosen Bipolarskalen erarbeitet<sup>249</sup>. Er wurde von Büroarbeitern und -arbeitnehmerinnen in einem Verwaltungsbetrieb ausgefüllt, welche im Mittel zu 46% ihrer Arbeitszeit am Bildschirm tätig waren. Diese Akzeptanzstudie konnte sich nicht allein auf farbspezifische Eigenschaften der Beleuchtung stützen, da zu erwarten war, dass andere Faktoren, wie beispielsweise die unterschiedliche Helligkeitsverteilung oder das Flimmern der Beleuchtung, für die Befindlichkeit eine wesentliche Rolle spielen. Ein Ziel dieser Studie war, von drei möglichen Beleuchtungsarten die am meisten akzeptierte zu bestimmen.

Die Befragung wurde im Winter durchgeführt, um den variablen Einfluss des Tageslichts möglichst gering zu halten. Es wurden verschiedene Räume mit den zu untersuchenden Lichtquellen eingerichtet. Eingesetzt wurden einerseits Indirektleuchten mit Metaldampflampen, welche ein kontinuierliches Spektrum aufweisen (Fig. 10-2d), andererseits Direkt- und Direkt-Indirektleuchten mit Leuchtstofflampen diskontinuierlicher spektraler Energieverteilung (Fig. 10-3a). Dabei musste für jede Beleuchtungsart ein anderes Personenkollektiv befragt werden. Insgesamt füllten 104 Personen je zweimal im Abstand von mindestens zwei Wochen einen Fragebogen aus.








Obwohl für die Akzeptanzstudie bei allen Beleuchtungsarten die Lichtfarbe Neutralweiss eingesetzt wurde, stellte sich heraus, dass die Metaldampflampe eine Lichtfarbe an der Grenze zu Tageslichtweiss aufwies und dass sie teilweise stark flimmerte und Farbverschiebungen unterlag. Ausserdem wurde die Lichtverteilung für diese reine Indirektbeleuchtung stark negativ gewertet. Das erforderte eine *Folgestudie*, welche mit Ausnahme der spektralen Lichtverteilung möglichst konstante Versuchsbedingungen aufwies: In Räumen mit automatischer Helligkeitsregelung und Hochfrequenz-Vorschaltgeräten zur Eliminierung des Flimmerns wurden zweimal dieselben 20 Personen zu je einem Leuchtstofflampentyp befragt. Die Leuchtstofflampen, welche einen Monat nach der ersten Befragung in die Leuchten eingesetzt wurden, unterschieden sich von ihren Vorgängern nur durch ihr kontinuierliches Spektrum (Fig. 10-3d anstatt 10-3b) und nicht durch die Lichtfarbe. Auf das Versuchsdesign einer

---




<sup>249</sup> SCHIERZ CH., KRUEGER H.: Untersuchung unterschiedlicher Beleuchtungssysteme auf lichttechnische Eigenschaften und Akzeptanz für Büroarbeitsplätze mit Bildschirmunterstützung. Institut für Hygiene und Arbeitsphysiologie der ETH-Zürich, Juni 1988.




Doppelblindstudie musste verzichtet werden. Im Fragebogen wurde etwas eingehender nach unspezifischen Beschwerden gefragt als in der ersten Studie.

Die befragten Personen gaben ihre subjektive Beurteilung durch ein Kreuz auf einem zwischen zwei Extremwerten vorgegebenen Balken bekannt. Die Position des Kreuzes auf dem Balken wurde für die Auswertung ausgemessen und dadurch in einen Skalenwert übersetzt, der je nach Fragetyp zwischen 0 und +32 oder zwischen -32 und +32 lag. Im folgenden sind die Fragen aufgeführt, welche im Fragebogen zur Beurteilung der *Anmutung*, *Lichtfarbe* und *Farbwiedergabe* verwendet wurden.

- Wie beurteilen Sie die Farbe des Lampenlichts?  
sehr kalt  sehr warm
- Wie empfinden Sie diese Lichtfarbe?  
sehr unangenehm  sehr angenehm
- Wie beurteilen Sie die Farbe des Lichts bei Dämmerung (Tageslicht + Lampenlicht)?  
sehr kalt  sehr warm
- Wie empfinden Sie diese Lichtfarbe?  
sehr unangenehm  sehr angenehm
- Wie empfinden Sie die Farbgebung des Raums?  
sehr eintönig  sehr bunt
- Wie empfinden Sie die Farben der Gegenstände im Raum?  
ganz natürlich  sehr unnatürlich
- Wie empfinden Sie die Farben der Gesichter von anderen Personen?  
ganz natürlich  sehr unnatürlich

Welche Einwirkung die *Lichtspektren* auf das visuelle System haben, kann nicht direkt erfragt, sondern muss über indirekte Wirkungen erfasst werden. Dies wurde in der Folgestudie mit den folgenden zusätzlichen Fragen erhoben:

- Wie wirkt das installierte Licht auf Ihr Wachheitsgefühl?  
es macht sehr müde  es muntert auf
- Haben Sie Augenbeschwerden, die Sie auf die Beleuchtung zurückführen?  
nie  oft
- Verschwimmen beim Lesen auf weissem Papier die Buchstaben?  
nie  sehr oft

- Verschwimmt das Sehen, wenn Sie Ihren Blick von der Ferne in die Nähe (Schreibtischoberfläche) richten?  
nie |  sehr oft
- Wie empfinden Sie das Licht, wenn Sie am Morgen Ihr Büro betreten?  
unangenehm  |  angenehm

### 10.2.2 Ergebnisse der Akzeptanzstudie

Werden die Ergebnisse zwischen der reinen Indirektbeleuchtung mit beinahe tageslichtweissem Licht und der Direkt-Indirektbeleuchtung mit neutralweissem Licht verglichen, so bestätigt sich die Regel von Kruithof: Die Lichtfarbe der reinen Indirektbeleuchtung wurde als "kalt" empfunden, diejenige der Direkt-Indirektbeleuchtung als "angenehm". Letzteres gilt allerdings nicht für die Direktbeleuchtung, welche das gleiche Lichtspektrum und damit die gleiche Lichtfarbe aufwies wie die Direkt-Indirektbeleuchtung. Offenbar hatten andere, nicht lichtfarbspezifische Kriterien dieses Resultat verursacht (persönliche Vorlieben, negative Einstellung zu künstlicher Beleuchtung insbesondere zu "Neonröhren", Einstellung zur Arbeit, zum Arbeitsraum etc.). In der Folgestudie, in welcher warmweisse Lampen verwendet wurden, beurteilten die Befragten die Lichtfarbe als warm und angenehm.

Die Farbgebung der Räume wurde bei der reinen Indirektbeleuchtung als eintöniger bewertet (H-Test von Kruskal und Wallis:  $p < 0.05$  im Vergleich zur Direkt-Indirektbeleuchtung), die Farbwiedergabe der Gegenstände und Gesichter bei allen Beleuchtungsarten als unnatürlich. Tageslichtweiss wird bei Beleuchtungsstärken von 500 lx als kalt empfunden. Die Verwendung von Neutralweiss oder Warmweiss ist daher zu empfehlen. Ob diese Lichtfarben aber als angenehm bewertet werden, hängt zusätzlich von weiteren psychologischen Faktoren wie der Farbgebung und Gestaltung des Raums sowie der persönlichen Vorlieben und Einstellungen ab.

In Fig. 10-5 sind die Ergebnisse der Folgestudie im Zusammenhang mit den Lichtspektren dargestellt. Mit Ausnahme der letzten Frage sprechen alle Antworten gegen die 6-Banden-Lampe. Dies widerspricht der Annahme, dass diskontinuierliche Spektren die Akkommodationsregelung und damit den Sehvorgang beeinträchtigen. Wenn hingegen die anderen Fragen, wie beispielsweise diejenigen zur Lichtverteilung oder zu Spiegelungen auf dem Bildschirm, berücksichtigt werden, ist eine ähnliche Bevorzugung der 3-Banden-Beleuchtung festzustellen. Dies, obwohl hier keine physikalischen Unterschiede vorhanden waren, da dieselben Leuchten am selben Ort verwendet wurden. Es sieht da-

nach aus, dass beim Personenkollektiv zur Zeit der Befragung mit den 3-Banden-Lampen eine positivere Grundstimmung herrschte. Jedenfalls deutet alles darauf hin, dass während dieser Untersuchung andere Faktoren eine grössere Rolle spielten als die spektrale Energieverteilung der Beleuchtung.

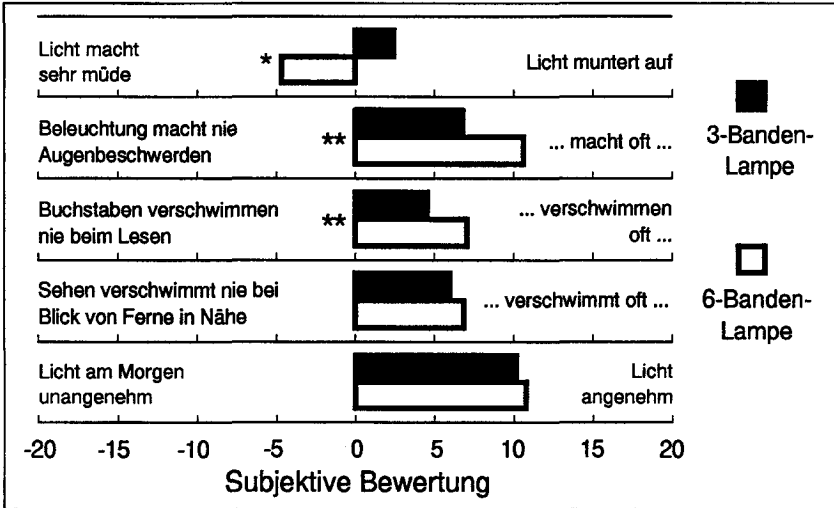


Fig. 10-5: Ergebnisse der Folgestudie. Für die erste Befragung wurde spektral diskontinuierliches Licht von 3-Banden-Lampen verwendet, für die zweite Befragung waren es spektral kontinuierlichere 6-Banden-Lampen. Dargestellt sind die Mittelwerte auf einer Skala von -32 bis +32. Signifikante Unterschiede sind mit \* ( $p < 0.05$ ) oder \*\* ( $p < 0.01$ ) markiert (Wilcoxon-Vorzeichenrang-Test für abhängige Paare).

Auch wenn unter kontrollierteren Bedingungen mit mehr Versuchspersonen nachgewiesen werden könnte, dass die 6-Banden-Lampe signifikant besser abschneidet, dürfte das im Gegensatz zu anderen Faktoren (Blendung, Flimmern etc.) für die Belange der lichttechnischen Praxis ohne Relevanz sein.

### 10.3 Helligkeitsempfindung bei Leuchtstofflampenlicht

Allgemein wird die Leuchtdichte als eine mit dem spektralen Hellempfindlichkeitsgrad  $V(\lambda)$  des Auges gewichtete Strahldichte berechnet: Kap. 4.1.1 Gleichung (4.1). Schon lange bekannt ist der nichtlineare Zusammenhang zwischen Leuchtdichte und wahrgenommener Helligkeit (Kap. 5.1.3). Das hatte allerdings bislang für die Bewertung von Beleuchtungen keine grosse Bedeutung, da die Leuchtdichteskala nur als Rangskala (= Ordinalskala) verwendet wird.



Sollte eine Leuchtdichtebewertung zur Anwendung gelangen, wären diesem Aspekt eingehende Untersuchungen zu widmen<sup>250</sup>.

Mit dem Entstehen immer besserer Modelle zur Farbverarbeitung des Auges sind Zweifel aufgetaucht, ob die Leuchtdichte auch für alle spektralen Energieverteilungen des Lichts das Korrelat zur wahrgenommenen Helligkeit ist<sup>251</sup>. Bei ähnlichen Untersuchungen, wie sie im nächsten Kapitel beschrieben werden, konnte tatsächlich für subjektiv gleichhell eingestellte gelbe und blaue Leuchtstofflampen ein Leuchtdichteverhältnis von 1 : 2.8 gemessen werden. Die Bewertung des blauen Lichts mit  $V(\lambda)$  ergab also einen um 64% zu kleinen Wert. Für die Helligkeitsbewertung monochromatischer Farben werden heute andere Gewichtungsfunktionen als  $V(\lambda)$  verwendet<sup>252</sup>. Ob für die modernen energiesparenden Leuchtstofflampen mit ihrem diskontinuierlichen Spektrum auch eine andere Helligkeitsmessung notwendig ist, wurde mit der folgenden Studie untersucht.

### 10.3.1 Beschreibung der Versuche

Als Untersuchungseinheit diente ein Leuchtpult, in welches vier auswechselbare Leuchtstofflampen eingebaut wurden. Der Betrieb der Lampen mit Hochfrequenz-Vorschaltgeräten BHF 216 D12 (Philips Lighting B.V., Eindhoven NL) ermöglichte ein flimmerfreies, helligkeitsregulierbares Licht. Das Leuchtpult wurde in zwei Gebiete mit je zwei Lampen aufgeteilt. Durch Abdeckung entstanden in diesen Gebieten zwei halbkreisförmige Testfelder, welche von Versuchspersonen in 3 m Entfernung mit einem Sehwinkel von 2° beobachtet wurden. Die Aufgabe der insgesamt 13 Versuchspersonen war, die beiden Testfelder, welche je durch andere Lampentypen beleuchtet wurden, auf subjektiv gleiche Helligkeit zu bringen. Die Einstellung der präsentierten Helligkeiten erfolgte durch einen Personalcomputer, der von den Versuchspersonen über Tasten die Information erhielt, welches der beiden Testfelder heller erscheint. Dabei kam als Suchprozedur für den Punkt gleicher Helligkeit die

---

<sup>250</sup> ERB W., KRYSZEK M.: Überlegungen zur Photometrie im physiologisch korrekten Sinne. Licht-Forschung V3 N1 (1981) P1-4.

<sup>251</sup> HOWETT G.L.: The coming redefinition of photometry. J.Illum.Eng.Soc. V15 (Summer 1986) P5-18.

<sup>252</sup> CIE Publ. Nr.75: Spectral luminous efficiency functions based upon brightness matching for monochromatic point sources 2° and 10° fields. Zentralbüro der CIE Wien (1988).

Treppenmethode zum Einsatz<sup>253</sup>. Mit dieser Methode kann nicht nur der Ort, sondern auch die Breite der Schwellenkurve für die Unterschiedswahrnehmung ermittelt werden.

Verglichen wurde unter anderem Licht spektral diskontinuierlicher 3-Banden-Leuchtstofflampen (Spektrum Fig. 10-3b) mit dem Licht spektral kontinuierlicher 6-Banden-Leuchtstofflampen (Spektrum Fig. 10-3d). Beide Lampentypen hatten jedoch die gleiche Lichtfarbe Warmweiss. Auch eine entsprechende Kombination mit neutralweißen Leuchtstofflampen wurde untersucht. Die Versuche erfolgten bei drei verschiedenen Leuchtdichten des einen Testfeldes (1200, 1700, 2100  $\text{cd}/\text{m}^2$ ). Nach dem subjektiven Abgleich wurde die spezifische Lichtausstrahlung des anderen Testfeldes für die 25%, 50% und 75% Unterschieds-Wahrnehmungsschwelle mit einem Luxmeter "pocket-lux" (Lichtmesstechnik LMT, Berlin D) gemessen und in Leuchtdichten umgerechnet.

### 10.3.2 Ergebnisse

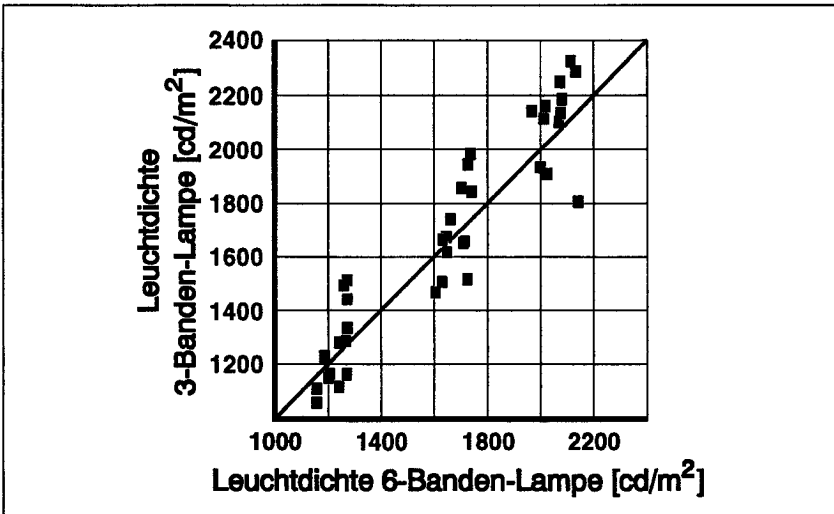


Fig. 10-6: Leuchtdichten von subjektiv auf gleiche Helligkeit eingestellten warmweißen Leuchtstofflampen unterschiedlicher spektraler Verteilung. Die 3-Banden-Lampe hat im Gegensatz zur 6-Banden-Lampe ein diskontinuierlicheres Spektrum.

<sup>253</sup> HESSEN J., KRUEGER H.: Integrierende Treppenmethode für psychophysische Schwellenmessungen mit vorgebbarem Schwellenwert. Biomed. Technik V26 (1981) P258-262.

Die Ergebnisse, deren 50% Schwellen für die warmweissen Lampen in Fig. 10-6 dargestellt sind, zeigen keine signifikanten Leuchtdichteunterschiede für subjektiv gleich hell eingestellte Lampen. Nur mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 12% wurde die warmweisse 3-Banden-Lampe mit einer etwas grösseren Leuchtdichte als die warmweisse 6-Banden-Lampe eingestellt. Diese Tendenz würde bei erhöhter Versuchspersonenzahl möglicherweise zu einem signifikanten Unterschied führen, dieser ist allerdings wegen seiner Kleinheit für die Praxis ohne Bedeutung.

Da in der Beleuchtungstechnik mit Messfehlern von 10% gerechnet wird, ist die Verwendung einer von  $V(\lambda)$  verschiedenen spektralen Helligkeitsbewertung aufgrund der spektralen Verteilung von 3-Banden-Lampen nicht notwendig. Ob der nichtlineare Zusammenhang zwischen subjektiv wahrgenommener Helligkeit und gemessener Leuchtdichte berücksichtigt werden soll, bedarf weiterer Untersuchungen.

#### 10.4 Messung der Sehschärfe bei farbigem Licht

Wie bereits in Kap. 9.4 dargelegt wurde, dient die Sehschärfe als Indikator für reduziertes Sehvermögen. Neben der Adaptation, der sphärischen Aberration, dem Akkommodationserfolg und dem Alter des Auges sowie der Beobachtungsdauer und dem Zeichenkontrast wirkt sich auch die spektrale Energieverteilung des Lichts auf die Sehschärfe aus:

- durch die chromatische Aberration des Auges (Kap. 4.2.2),
  - durch die Lichtbeugung an der Pupille,
  - durch die Zapfenanordnung und -dichte (Kap. 5.1.1 und Anhang 12.4),
  - durch die Makulapigmentierung der Fovea (Kap. 5.1.2) und
  - durch die zentrale Verarbeitung der Farbinformation, insbesondere der Farbkontraste (Kap. 5.3.2).
- Wird die Akkommodation durch das Vorhandensein ungünstiger spektraler Verteilungen nicht genügend gereizt, kann ebenfalls eine Reduktion der Sehschärfe eintreten<sup>254</sup>.

Um das Ausmass dieser Effekte abschätzen zu können, wird in diesem Kapitel eine Pilotstudie geschildert, in welcher die Sehschärfe in Abhängigkeit des spektralen Verteilung untersucht wurde.

---

<sup>254</sup> Als Faustregel gilt: Pro 0.5 dpt Fehlakkommodation ergibt sich eine Halbierung der Sehschärfe. (KRAUSE K.: Methoden der Refraktionsbestimmung, Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft Regensburg & Biermann mbH, Münster (1985) P85.)

### 10.4.1 Versuchsanordnung, Versuchspersonen

Als Verfahren zur Ermittlung der Sehschärfe bei farbiger Beleuchtung diente ein abgeändertes Standardverfahren. Ein Projektionsgerät (Binoptometer 59100 n. Reiner, Oculus Optikgeräte GmbH, Wetzlar D) präsentierte schwarze Landoltringe auf unterschiedlich farbigem Hintergrund in einer Distanz von 60 cm. Die Öffnungen der Landoltringe liessen sich nach vier Richtungen einstellen. Deren Grösse umfasste einen Visusbereich von 0.05 bis 2.0. Jede Grösse wurde je Hintergrundfarbe höchstens viermal gezeigt, wobei mindestens dreimal die richtige Richtung erkannt werden musste.

Die Hintergrundfarben bestanden aus spektral kontinuierlichem Weiss (Xenon-Lampe), aus Wellenlängen von 479 nm (Blau), 550 nm (Grün) und 648 nm (Rot) (Interferenzfilter Anhang 12.6), aus dem Spektrum einer 3-Banden-Lampe (SLPR\*18, Philips Lighting B.V., Eindhoven NL) gemäss Fig. 10-3b sowie aus der Farbe Magenta, welche gemäss Fig. 10-7 als Mischung zwischen Blau ( $\lambda < 490$  nm) und Rot ( $\lambda > 630$  nm) entsteht (dichroitischen Farbfilter DT Magenta, Balzers AG, Balzers FL).

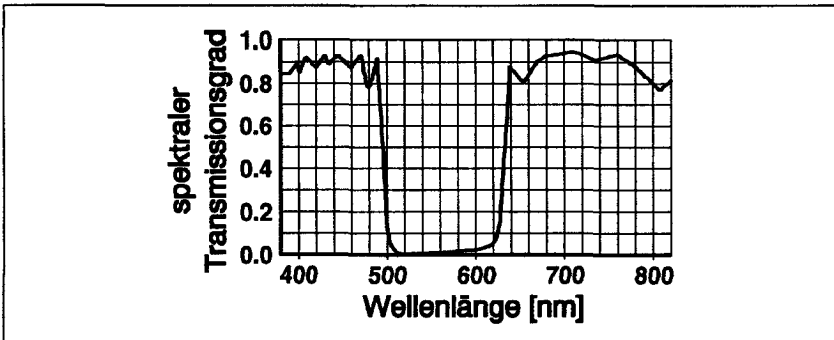


Fig. 10-7: Spektraler Transmissionsgrad des für die Sehschärfeuntersuchung verwendeten dichroitischen Magenta-Farbfilters nach Angaben des Herstellers.

Die Leuchtdichte betrug für alle Hintergrundfarben  $130 \text{ cd/m}^2$ . Die Leuchtdichte und die Distanz entsprechen etwa den Verhältnissen beim Konzeptlesen am Bildschirm. An den Versuchen nahmen 5 Personen (entspricht 10 Werten von jedem Auge) teil, welche ohne Brille eine durch Fehlsichtigkeit reduzierte Sehschärfe aufwiesen und dadurch die vom Messgerät erfassbare obere Visusgrenze von 2.0 nicht überschritten. Das individuell unterschiedliche Sehvermögen wurde bei der Auswertung durch Abzug der Mittelwerte aus den sechs Messungen ausgeglichen. Da die einzelnen Sehzeichengrössen nach einem

Potenzgesetz gestuft sind, wurde die Mittelwertbildung mit dem logarithmierten Visus durchgeführt.

#### 10.4.2 Ergebnisse

In Fig. 10-8 sind die Faktoren aufgetragen, um welche sich der Visus bei farbigem Hintergrund im Vergleich zu weissem Hintergrund ändert. Die dargestellten Unterschiede sind wohl aufgrund der geringen Versuchspersonenzahl nicht signifikant, die sichtbaren Trends sind jedoch mit den theoretischen Überlegungen von Kap. 9.3 vereinbar.

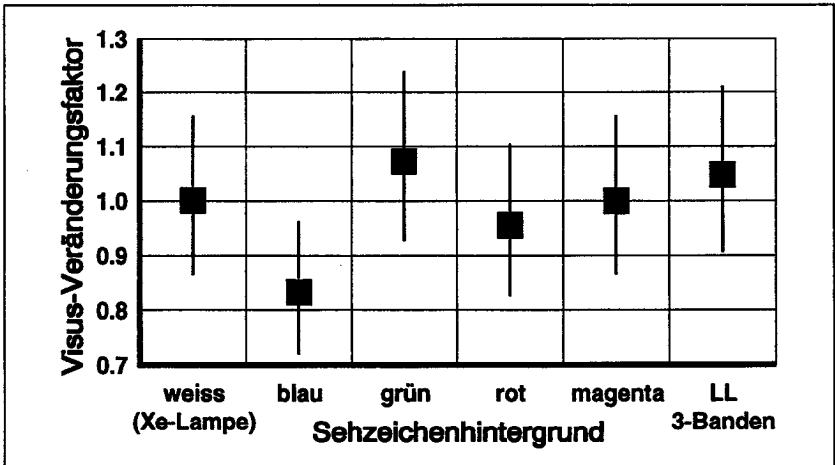


Fig. 10-8: Faktor, um welchen sich der Visus im Vergleich zu weisser Hintergrundbeleuchtung verringert oder erhöht. (Die vertikalen Balken markieren das 90% Scheffé-Vertrauensintervall).

Deutlich erkennbar ist die reduzierte Sehschärfe bei Blau. Dies ist durch die reduzierte B-Zapfendichte in der Fovea erklärbar (Kap. 5.1.1). Auch die Pigmentierung bewirkt im Vergleich zum  $2^\circ$ -Feld der  $V(\lambda)$ -Kurve eine Reduktion des Blauanteils. Dadurch werden die B-Zapfen mit einer kleineren Beleuchtungsstärke bestrahlt. Die Vergrößerung der Sehschärfe bei Grün kann dadurch erklärt werden, dass hier alle drei Zapfenarten gereizt werden und dadurch die grösste Zapfendichte für die Bildverarbeitung verwendet wird. Ähnliche Resultate für Blau, Grün und Rot ergaben Untersuchungen von Adrian et al.<sup>255</sup>.

<sup>255</sup> ADRIAN W., KOKOSCHKA S.: Zur Abhängigkeit der fovealen Sehschärfe von der Wellenlänge des Lichts. Lichttechnik V17 N3 (1965) P32A-P38A.

Dies wäre auch bei Weiss und der 3-Banden-Lampe der Fall, doch verkleinert hier die chromatische Aberration gemäss Tab. 9-1 die Modulation auf der Retina. Rot wirkt vorwiegend auf eine Zapfenart, wodurch die Dichte der angeregten Zapfen im Vergleich zu Grün reduziert ist. Die Beugung an der Pupille spielt wohl vergleichsweise eher eine geringe Rolle.

Magenta hat eine ähnliche Wirkung auf die Sehschärfe wie Rot; sein Blauanteil reduziert infolge des verminderten B-Zapfenanteils in der Fovea kaum den Visus. Offenbar wird der Visus bei Magenta auch nicht dadurch beeinflusst, dass gemäss Berechnung von Kap. 9.3.1 für zwei Akkommodationseinstellungen maximale Modulation auf der Retina erzeugt werden kann.

## 11. Diskussion: Spektrum und Beschwerden

In Teil B dieser Arbeit wurde eine Antwort auf die Frage gesucht, ob Spektren von künstlichen Lichtquellen (Beleuchtungen, Bildschirmen) Anlass zu visuellen oder anderen Beschwerden sein können. Als Hypothese stehen folgende zwei Wirkungsmechanismen im Vordergrund: die Farbwiedergabe und die chromatische Aberration. Die Analyse der letzteren im Zusammenhang mit dem Farblängsfehler und der Akkommodation war das Hauptziel dieser Arbeit und erfolgte in Teil A. Der Vollständigkeit halber seien noch andere, möglicherweise belastende Beleuchtungsfaktoren erwähnt, welche eine viel bedeutendere Wirkung auf den Menschen haben können als das Spektrum: die Lichtfarbe ( $\neq$  Spektrum!) und die räumliche und zeitliche Lichtverteilung (Blendung, Schatten, Kontrastminderung, Flimmern).

### *Farbwiedergabe*

Es ist bekannt, dass besonders dann auf eine möglichst gute Farbwiedergabe geachtet werden muss, wenn geringe Farbunterschiede beurteilt werden sollen (Bsp.: Textilbranche). Ob die heute verwendeten 3-Banden-Lampen zu unnatürlichen Objektfarben (z.B. Gesichtsfarbe) führen können und dadurch zu Beschwerden Anlass geben, kann weder durch diese Arbeit (Kap. 10.2) noch mittels der Literatur schlüssig gezeigt werden. Auf diesem Gebiet sind wohl weitere Untersuchungen erforderlich. Dabei ist es jedoch aufgrund der bisherigen Ergebnisse fraglich, ob eine möglicherweise noch nachzuweisende negative Wirkung gross genug ist, um für die Praxis der Beleuchtung relevant zu sein.

### *Chromatische Aberration und Akkommodation*

Die Analyse einiger in der Praxis der Arbeitsplatzbeleuchtung vorkommender spektraler Energieverteilungen von "weissen" Lichtquellen mit Formeln aus Teil A ergab, dass aufgrund des *Farblängsfehlers* keine nachteiligen Wirkungen für die Akkommodationsregelung und damit für das Befinden der Person zu erwarten sind. Für die 3-Banden-Lampe konnte durch die Betrachtung eines "schlimmsten Falls" gezeigt werden, dass dies auch für jedes von beliebigen Objekten reflektierte Licht gilt.

Etwas differenzierter sieht es bei Bildschirmspektren aus: Zwischen den Farben Blau und Rot muss etwa 0.45 dpt umakkommodiert werden. Falls angenommen wird, dass dies Anlass für Beschwerden sein kann, muss Blau etwas entsättigt werden. Da die Sehschärfe für Blau reduziert ist, darf diese Farbe für

kleine Sehobjekte nicht verwendet werden (Kap. 10.4). Stossen zwei gleichhelle Farben aneinander, bietet die Kante keinen Reiz für die Akkommodation. Diese stellt sich jedoch weitgehend richtig ein, wenn die Vergenz sie unterstützt (ausser bei Schiefsehern) und wenn sich der Bildschirm in der Distanz der Akkommodationsruhelage befindet (60-70 cm). Für die Farbe Magenta gelten analoge Empfehlungen wie für Blau. Zu ähnlichen Ergebnissen gelangt eine Studie von Donohoo et al.<sup>256</sup>.

In dieser Arbeit nicht untersucht wurde der *Farbquerfehler*. Dieser führt bei unterschiedlichen Wellenlängen und beidäugigem Sehen zu Disparitäten von bis zu einigen Bogenminuten. Dadurch erscheinen die unterschiedlichen Farben in unterschiedlicher Tiefe (Chromostereopsis). Beim Bildschirm muss jedoch beachtet werden, dass zwischen den unterschiedlichen Tiefen praktisch nicht (<0.45 dpt) umakkommodiert werden muss. Festzustellen, ob die wahrgenommene Tiefe die Akkommodation dennoch beeinflusst und eventuell im Zusammenhang mit der Vergenz eine Defokussierung des Auges bewirkt, bleibt weiteren Studien vorbehalten.

#### *Indirekte Wirkungen der Lichtspektren*

Bisher gezeigte indirekte Wirkungen spektraler Energieverteilungen, welche über das Auge vermittelt werden, können als Wirkung der *Lichtfarbe* oder der Lichtmenge interpretiert werden. Wegen der breiten spektralen Empfindlichkeitskurven der Photorezeptoren kann keine unterschiedliche Wirkung zwischen diskontinuierlichen und kontinuierlichen Spektren erwartet werden, falls deren Farbe und Intensität die gleiche ist. Nach Kap. 10.3 kann zur Helligkeitsbewertung auch für diskontinuierliche Spektren moderner Leuchtstofflampen die  $V(\lambda)$ -Funktion verwendet werden.

#### *Schlussbemerkung*

Die in Kap. 9.2 dargelegten Kontroversen über die Unbedenklichkeit künstlicher Beleuchtungen machen deutlich, dass es sich um ein vielschichtiges Problem handelt, welches nicht nur auf einer objektiven deterministischen Ebene stattfindet: Es beinhaltet auch ein Problem der Kommunikation zwischen ungleichen Diskussionspartnern, das sich eher auf einer subjektiven emotionalen Ebene abspielt. Zur Lösung solcher Konflikte könnten folgende zwei Punkte hilfreich sein:

---

<sup>256</sup> DONOHO O D.T., SNYDER H.L.: Accommodation during color contrast. Society for Information Display Digest (1985) P200-203.



- Studien zum Nachweis einer *belastenden Wirkung* künstlicher Beleuchtungen müssen mit modernen wissenschaftlichen Methoden durchgeführt werden und so publiziert sein, dass sie in anderen Studien *reproduziert* und bestätigt werden können. Dabei ermöglicht erst die Unterlegung der Ergebnisse mit einem Modell oder wenigstens einer Vorstellung der Ursache-Wirkungs-Kette eine *Diskussion zwischen Wissenschaftlern* und damit eine weitere Verbesserung der Methoden. Werden bestimmte Wirkungen festgestellt, ist nicht nur die Signifikanz des Ergebnisses wesentlich, sondern es muss auch dessen Relevanz bewertet werden: Nicht jede Wirkung braucht belastend und nicht jede Belastung braucht beanspruchend zu sein.
- Studien zum Nachweis der *Unbedenklichkeit* künstlicher Beleuchtungen müssen berücksichtigen, dass eventuelle Ängste und Zweifel der Laien genau so konkret vorhanden sind, wie irgend eine physikalische Tatsache. Diese Ängste sind in jedem Fall *begründet*, wenn vielleicht auch nicht auf einer physikalischen, sondern auf einer psychologischen Ebene; sie lassen sich daher auch nicht mit Argumenten der Physik beseitigen. Vielleicht ist es eine gute Idee, auch interessierte Laien an wissenschaftlichen Studien oder in Entscheidungsgremien (Beschaffung, Normung etc.) zu beteiligen. Zwar wird dann durch die notwendige *Diskussion zwischen Laien und Wissenschaftlern* die Studie oder der Entscheidungsprozess etwas "schwerfälliger" vorankommen, die Umsetzung der Resultate bzw. der getroffenen Entscheidungen in die Praxis dürfte jedoch schneller verlaufen, da sie sich wegen einfacherer sprachlicher Formulierungen und des verwendeten "demokratischen Prinzips" einer grösseren Akzeptanz erfreuen. Eine grosse Akzeptanz bei Laien durch Vertrautheit mit der Materie ist deshalb wichtig, weil eine Unbedenklichkeit kaum direkt bewiesen werden kann. Es besteht immer die Möglichkeit, dass gerade das Falsche untersucht wurde.

*Wann auch immer den Wissenschaftlern über eine neue Entdeckung berichtet wird, sagen sie zuerst: "Das trifft wahrscheinlich nicht zu." Wenn danach die Richtigkeit bestätigt wurde, sagen sie: "Es mag wohl zutreffen, die Entdeckung ist aber nicht wichtig." Schliesslich, wenn genügend Zeit vergangen ist und ihre Bedeutung bewiesen wurde, sagen sie: "Gewiss ist sie wichtig, aber sie ist nicht mehr neu."*

*Michel de Montaigne (1533-1592)*



**Teil C:  
Anhang  
Literaturnachweis  
Lebenslauf**



## 12. Anhang

### 12.1 Zur Berechnung der Modulationsübertragungsfunktion

Zuerst soll der *aberrationsfreie Fall* betrachtet werden. Im Fall eines fokussierten Systems ( $\Delta a = 0$ ) wird  $T_o(f)$  nur durch Beugung an der Pupille begrenzt und ist maximal, wenn die Wirkung der Lichtstrahlen unabhängig vom Pupillendurchtrittsort ist (= Airy-System). Dieses  $T_{o,max}(f)$  ist in Fig. 4-4 von Kap. 4.2.3 als gepunktete Linie dargestellt und berechnet sich nach Hopkins<sup>257</sup> zu:

$$T_{o,max}(f) = \frac{1}{\pi} \cdot \left( 2 \cdot \arccos\left(\frac{f}{f_{max}}\right) \right) - \sin\left( 2 \cdot \arccos\left(\frac{f}{f_{max}}\right) \right) \quad (12.1)$$

Im defokussierten Fall können, ohne Berücksichtigung der Aberrationen und des Stiles-Crawford-Effekts zur theoretischen Bestimmung von  $T_o(\Delta a, f, \lambda, D_p)$  Tabellen von Levi et al.<sup>258</sup> verwendet werden. In den angegebenen Tabellen bedeuten:

$$v_r = f/f_{max}; \quad \Delta = \frac{\Delta a \cdot D^*}{\Delta a + D^*} \cdot D_p^2 / 2\lambda; \quad D^* = 58.63 + 1.11 \cdot a. \quad (12.2)$$

Der Stiles-Crawford-Effekt verbessert bei grösser werdender Pupille die Modulationsübertragung niedriger Ortsfrequenzen zuungunsten der höheren Frequenzanteile. Dieser Effekt fehlt aber bei skotopischem Sehen; gerade dann, wenn die Pupille natürlicherweise gross ist.

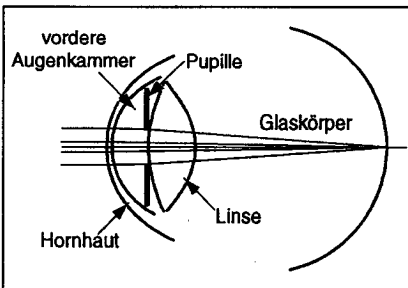


Fig. 12-1: Strahlengang durch das verwendete Modellauge.

Für geringe Ortsfrequenzen kann  $T_{o,max}(f, \lambda)$  in erster Näherung auch für den Fall mit Aberration nach (12.1) berechnet werden.

Für den *aberrationsbehafteten Fall* wurde in dieser Arbeit ein Modellauge nach Navarro et al.<sup>259</sup> verwendet

(Fig. 12-1). Sollen Berechnungen mit dem Modellauge nicht nur auf Basis der

<sup>257</sup> HOPKINS H.H.: The frequency response of a defocused optical system. Proc. Roy. Soc. A V231 (1955) P91-103.

<sup>258</sup> LEVI L., AUSTING R.H.: Tables of the modulation transfer function of a defocused perfect lens. Applied Optics V7 N5 (1968) P967-974.

<sup>259</sup> NAVARRO R., SANTAMARÍA J., BESCÓS J.: Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. J. Opt. Soc. Am. A V2 N8 (1985) P1273-1281.

Gauss'schen Optik durchgeführt werden, wird mit Vorteil ein numerisches "Ray-Tracing"-Verfahren verwendet<sup>260</sup>. Das heisst, der Verlauf der Strahlen wird aufgrund des Brechungsgesetzes an jeder optischen Fläche berechnet. Das liefert bereits Anhaltspunkte für das Ausmass von Aberrationen und Defokussierung. Die Gleichung einer optischen Fläche des Modellauges lautet:

$$x^2 + y^2 + (1+Q) \cdot z^2 = 2R \cdot z \quad (12.3)$$

Für Werte des Krümmungsradius R und der Asphärität Q siehe Tab. 12-1.

Tab. 12-1: Parameter des verwendeten Modellauges. a ist die Akkommodation in dpt.

	Krümmungsradius R (mm)		Asphärität Q	
Hornhaut Vorderseite	7.72		-0.2600	
Hornhaut Rückseite	6.50		0.0000	
Linse Vorderseite	10.20	-1.7500·ln(a+1)	-3.1316	-0.340·ln(a+1)
Linse Rückseite	-6.00	+0.2294·ln(a+1)	-1.0000	-0.125·ln(a+1)
	Dicke (mm)		Brechungsindex (λ = 0.588 μm)	
Hornhaut	0.55		1.3760	
vordere Augenkammer	3.05	-0.05·ln(a+1)	1.3374	
Linse	4.00	+0.10·ln(a+1)	1.4200	+9·10 <sup>-5</sup> ·(10·a+a <sup>2</sup> )
Glaskörper	16.40		1.3360	
	n <sub>1</sub>	n <sub>2</sub>	n <sub>3</sub>	n <sub>4</sub>
Hornhaut	1.3975	1.3807	1.37405	1.3668
vordere Augenkammer	1.3593	1.3422	1.3354	1.3278
Linse	1.4492	1.42625	1.4175	1.4097
Glaskörper	1.3565	1.3407	1.3341	1.3273

Die Brechungsindizes berechnen sich nach einer Formel von Herzberger<sup>261</sup>:

$$n(\lambda) = a_1(\lambda) \cdot n_1 + a_2(\lambda) \cdot n_2 + a_3(\lambda) \cdot n_3 + a_4(\lambda) \cdot n_4 \quad (12.4)$$

mit

$$\begin{aligned} n_1 &= n(0.3650 \mu\text{m}); n_2 = n(0.4861 \mu\text{m}) \\ n_3 &= n(0.6563 \mu\text{m}); n_4 = n(1.0140 \mu\text{m}) \end{aligned} \quad (12.4a)$$

und  $a_i(\lambda) = b_{i1} + b_{i2} \cdot \lambda^2 + b_{i3} / (\lambda^2 - \lambda_0^2) + b_{i4} / (\lambda^2 - \lambda_0^2)^2$ ;  $i = 1...4$  (12.4b)

sowie

	b <sub>i1</sub> =	b <sub>i2</sub> =	b <sub>i3</sub> =	b <sub>i4</sub> =
b <sub>1j</sub> =	0.66137429	-0.40346917	-0.28042258	0.03385199
b <sub>2j</sub> =	-4.19961704	2.73385747	1.50480122	-0.11587602
b <sub>3j</sub> =	6.29654522	-4.69291089	-1.57445899	0.10287775
b <sub>4j</sub> =	-1.75830247	2.36252259	0.35008036	-0.02085373

(12.4c)

<sup>260</sup> WELFORD W.T.: Aberrations of optical systems. Hilger, Bristol Boston (1986).

<sup>261</sup> HERZBERGER M.: Colour correction in optical systems and a new dispersion formula. Opt. Acta V6 (1959) P197-215.

Die Parameter  $n_1$  bis  $n_4$  für das Modellauge sind Tab. 12-1 zu entnehmen. Die Angabe der Wellenlänge  $\lambda$  in (12.4b) muss in  $\mu\text{m}$  erfolgen;  $\lambda_0^2$  beträgt  $0.028 \mu\text{m}^2$ . Die Angaben der  $b_{ij}$  weichen etwas von der Originalliteratur ab, da für die Berechnungen in dieser Arbeit Rechenungenauigkeiten (bei Herzberger) und Druckfehler (bei Navarro et al.) korrigiert wurden.

Für die Berechnung der Intensitätsverteilung auf der Retina genügt "Ray-Tracing" nicht, da damit die *Beugung* an der Pupille nicht berücksichtigt wird. Das Verfahren kann aber ergänzt werden, indem nicht nur der Strahldurchgang, sondern auch die optische Weglänge jedes Strahls berechnet wird (= Distanz  $\times$  Brechungsindex). Daraus kann an der Austrittspupille, welche sich in der Nähe der Linsenrückseite befindet, die sogenannte *Pupillenfunktion* ermittelt werden<sup>262</sup>. Aus dieser lässt sich die Intensitätsverteilung eines defokussierten Bildpunktes<sup>263</sup> oder einer Linie<sup>264</sup> berechnen. Auch die Modulationsübertragungsfunktion lässt sich aus der Pupillenfunktion ermitteln. Messungen bestätigen weitgehend die in Kap. 4.2.3 dargestellten Kurven<sup>265,266,267</sup>.

Nach Hopkins<sup>268</sup> gilt für eine parabolische Näherung nach (4.11) von Kap. 4.2.3 ohne monochromatische Aberrationen  $k = 0.045 \cdot \sqrt{2} \cdot D_p$  (mit der Pupillenweite  $D_p$  in mm). Für  $D_p = 3 \text{ mm}$  wird dadurch  $k = 0.19$ . Durch die sphärische Aberration werden die Übertragungskurven jedoch eher breiter, wodurch in dieser Arbeit für  $k$  der kleinere Wert 0.13 vorgeschlagen wird.

## 12.2 Zum Begriff der psychophysischen Detektionsleistung

Die ersten Schritte der retinalen Informations-Verarbeitungskette können durch Messen der *Detektionsleistung* untersucht werden. Lichtdetektion muss mit

- 
- <sup>262</sup> HOPKINS H.H.: Calculation of the aberrations and image assessment for a general optical system. *Optica acta* V28 N5 (1981) P667-714.
- <sup>263</sup> HOPKINS H.H., YZUEL M.J.: The computation of diffraction patterns in the presence of aberrations. *Optica acta* V17 N3 (1970) P157-182.
- <sup>264</sup> HOPKINS H.H.: The application of frequency response techniques in optics. *Proc. Phys. Soc.* V79 (1962) P889-919.
- <sup>265</sup> GREEN D.G., CAMPBELL F.W.: Effect of focus on the visual response to a sinusoidally modulated spatial stimulus. *J. Opt. Soc. Am.* V55 N9 (1965) P1154-1157.
- <sup>266</sup> BOUR L.J.: MTF of the defocussed optical system of the human eye for incoherent monochromatic light. *J. Opt. Soc. Am.* V70 N3 (1980) P321-328.
- <sup>267</sup> LEGGE G.E., MULLEN K.T., WOO G.C., CAMPBELL F.W.: Tolerance to visual defocus. *J. Opt. Soc. Am. A* V4 N5 (1987) P851-863.
- <sup>268</sup> HOPKINS H.H.: The frequency response of a defocused optical system. *Proc. Roy. Soc. A* V231 (1955) P91-103.

den primären physiologischen Prozessen der Photorezeption in Zusammenhang gebracht werden. Das liegt daran, dass sie nur durch die Intensität, nicht aber durch den Ort oder die Struktur des Retinabildes bestimmt wird. Dies ist genau die Funktion eines einzelnen Photorezeptors: Ein Photorezeptor *allein* kann nur Intensitäten, nicht aber Ortsinformation übermitteln; dazu wäre zusätzliche Referenzinformation von Rezeptoren anderer Retinaorte oder Information über die Augenstellung notwendig. Es kann zwar in höheren Verarbeitungsstufen die Intensitätsinformation zugunsten anderer Information (z.B. der Ortsfrequenz) wieder reduziert werden. Die Fähigkeit des Menschen unter bestimmten Bedingungen sogar einzelne Photonen zu erkennen<sup>269</sup>, zeigt aber, dass dies nicht zwangsläufig infolge ungenügender Leistung höherer Verarbeitungsprozesse der Fall sein muss.

Um beispielsweise die spektrale Empfindlichkeit eines Zapfensystems durch Messung der *Detektionsschwelle* zu bestimmen, werden monochromatische Sehzeichen verwendet. Gleichzeitig werden die anderen beiden Zapfensysteme auf einen starken, andersfarbigen Sehzeichenhintergrund adaptiert und damit unempfindlicher gemacht, wodurch sie die Messung weniger beeinflussen. Die richtige Auswahl der Hintergrundfarbe ermöglicht somit die Selektierung einer bestimmten Zapfenart<sup>270</sup>. Neben der Bestimmung der Detektionsschwelle bieten sich noch weitere psychophysische Methoden an. Beispiele dafür sind die Bestimmung der kleinsten noch wahrnehmbaren Wellenlängendifferenz ( $\Delta\lambda$ - $\lambda$ -Kurven)<sup>271</sup>, die Untersuchung der wahrgenommenen Farbverschiebung bei intensiven monochromatischen Sehobjekten (Bezold-Brücke-Effekt)<sup>272</sup> oder die Ermittlung der Hellempfindlichkeitsfunktion  $V(\lambda)$ .

Die Detektionsleistungsfähigkeit des Auges beeinflusst den Akkommodationsreflex aus drei Gründen:

- Die Fähigkeit örtliche Lichtmodulationen zu detektieren, bestimmt den in Kap. 4.2.3 beschriebenen Arbeitsbereich, innerhalb welchem Akkommodation möglich ist. Ausserhalb dieses Bereichs ist die Unschärfe so gross,

---

<sup>269</sup> HECHT S., SHLAER S., PIRENNE M.H.: Energy, quanta, and vision. J. Gen. Physiol. V25 (1942) P819-840.

<sup>270</sup> STILES W.S.: Mechanisms of colour vision. Academic Press London (1978).

<sup>271</sup> UCHIKAWA K., IKEDA M.: Wavelength discrimination with chromatically alternating stimulus. Color Res. Appl. V10 N4 (1985) P204-209.

<sup>272</sup> WALRAVEN P.L.: On the Bezold-Brücke phenomenon. J. Opt. Soc. Am. V51 N10 (1961) P1113-1116.



dass ein Sehobjekt wenigstens vom Akkommodationsregler nicht mehr wahrgenommen werden kann.

- Die Kenntnis der Detektionsleistung des Auges lässt abschätzen, ob die in Kap. 3.5 beschriebenen Fluktuationen der Akkommodation in der Lage sind, wahrnehmbare Modulationsänderungen hervorzurufen. Letzteres würde für die Hypothese sprechen, nach der die Fluktuationen die Unschärfedetektion oder sogar die Bestimmung der Korrekturrichtung ermöglichen. Voraussetzungen für ein solches Modell erläutert Kap. 5.3.1.
- Ob die durch die chromatische Aberration hervorgerufenen Farbbränder bzw. Farbtonungen der Halbperioden von Sinusgittern (Kap. 4.2.4) für eine Akkommodationskorrektur von Nutzen sind, ist davon abhängig, ob der Akkommodationsregler Farbdifferenzen zwischen benachbarten Retinaarten identifizieren kann. Möglicherweise sind sogar die durch die Akkommodationsschwankungen hervorgerufenen Fluktuationen dieser Farbdifferenzen von Bedeutung. Eine Erläuterung der Voraussetzungen für dieses Modell erfolgt in Kap. 5.3.2.

Für die zur psychophysischen Signaldetektion gehörigen theoretischen Grundlagen und weitergehende Aspekte sei auf die Arbeiten von Green et al.<sup>273</sup> und Laming<sup>274</sup> verwiesen (siehe dazu auch die Einleitung von Kap. 5.1.3).

### 12.3 Zu den Begriffen der psychophysischen Diskriminations- und Identifikationsleistung

Die Fähigkeit Ortsinformation zu nutzen, kann als *Diskriminationsleistung* bezeichnet werden. Ein Beispiel dafür wäre die Bestimmung der *Punktsehschärfe*: Bei zwei eng benachbarten Punkten wird bestimmt, ob zwei oder ein einzelner Punkt zu erkennen ist. Wird auch die Struktur ausgewertet, das heisst die relative Position der Bildpunkte zueinander oder deren Farbe, handelt es sich um eine *Identifikationsleistung*. Dies ist der Fall, wenn eine Form aus einer Anzahl möglicher Formen erkannt werden soll. Beispiele dafür sind die Bestimmung der Sehschärfe mit unterschiedlichen Buchstaben, das Erkennen der Orientierung von Sinusgittern oder das Sortieren unterschiedlich gefärbter Testobjekte. Überlegungen zur Verarbeitung von Struktur- und Farbinformation sind Thema von Kap. 5.2.

---

<sup>273</sup> GREEN D.M., SWETS J.A.: Signal detection theory and psychophysics. Wiley NY (1966).

<sup>274</sup> LAMING D.: Sensory analysis. Academic Press London (1986).

Häufig werden einfache Objektdetails wie Punkte, Kanten oder die in Kap. 4.2 eingeführten Sinusgitter als Sehzeichen für psychophysische Untersuchungen der Sehfähigkeit verwendet. Die daraus entwickelten Modelle des Sehvorgangs entsprechen dann Punktdetektoren, Kantendetektoren oder Detektoren für Fourierkomponenten eines Bildes<sup>275</sup>. Die Grenze der Gültigkeit dieser Modelle ist dann erreicht, wenn daraus beispielsweise die Detektionsfähigkeit für ein komplexes Sehobjekt wie etwa eine Landschaft abgeleitet werden soll. Erfolgreich kann nur ein Modell sein, das annähernd äquivalent zu den neuronalen Vorgängen ist. Hätte man ein solches Modell, bestünde die Möglichkeit, die für das Sehen relevanten Bestandteile eines Bildes herauszufiltern und durch Kennzahlen zu beschreiben.

Nun können zwar im Tierversuch elektrophysiologisch die Antworten einzelner Hirnzellen gemessen und möglicherweise die für die Zellen optimalen Sehreize ermittelt werden. Jedoch müssten für das Verständnis des gesamten Sehvorgangs auch die Korrelationen zwischen den einzelnen Zellaktivitäten bekannt sein. Kann beispielsweise eine Zelle  $n$  verschiedene Zustände annehmen und eine zweite Zelle  $m$  Zustände, so haben beide zusammen maximal  $n \times m$  Paarzustände und nicht nur diejenigen  $n + m$  Einzelzustände, welche man bei nacheinanderfolgenden Messungen jeder Zelle feststellt. Da die gleichzeitige Erfassung aller Zellen unmöglich ist, folgt, dass zur Erarbeitung eines "Sehmodells" sowohl elektrophysiologische als auch psychophysische Erkenntnisse berücksichtigt werden müssen. Die Modelle in dieser Arbeit beruhen auf einem solchen Ansatz. Erhebt man nicht den Anspruch ein Modell des gesamten Sehvorgangs, sondern nur einzelner Aspekte aufzustellen, wie beispielsweise für den Akkommodationsregler, können Untersuchungen mit einfachen Sehzeichen hinreichend sein. Es ist aber auch in diesem Fall angemessen, Ergebnisse elektrophysiologischer Untersuchungen zu berücksichtigen.

## 12.4 Die Verteilung der Zapfen in der Retina

Wie bereits der Name vermuten lässt, unterscheiden sich Zapfen und Stäbchen morphologisch stark voneinander. So sind die Zapfen kurz, spitz zulaufend und weisen im Zentrum der Fovea einen interindividuell stark unterschiedlichen Querschnittsdurchmesser von 1.9 bis 3.1  $\mu\text{m}$  entsprechend einem Sehwinkel

---

<sup>275</sup> KING-SMITH P.E., KULIKOWSKI J.J.: Line, edge and grating detectors in human vision. J. Physiol. V230 (1973) Page 23P-25P.

von ca.  $0.4'$  bis  $0.65'$  auf<sup>276</sup>. Dieser Wert vergrössert sich bei  $10^\circ$  Exzentrizität auf  $1.6'$  und bei  $75^\circ$  auf  $2.5'$ . Bedingt durch ihre Form absorbieren die Zapfen nur Licht aus einem engen Winkelbereich, der etwa die Pupillenöffnung umfasst. Dies bewirkt den in Kap. 4.2.1 eingeführten Stiles-Crawford-Effekt und schützt die Zapfen vor seitlichem Streulichteinfall. Die Stäbchen sind je nach Retinaort 2.5 bis  $4\times$  dünner als die Zapfen. Durch ihre grössere Länge enthalten die Stäbchen mehr Photopigmente als die Zapfen. Das erklärt ihre bessere Eignung für skotopisches Sehen. Für Stäbchen wurde kein Stiles-Crawford-Effekt nachgewiesen.

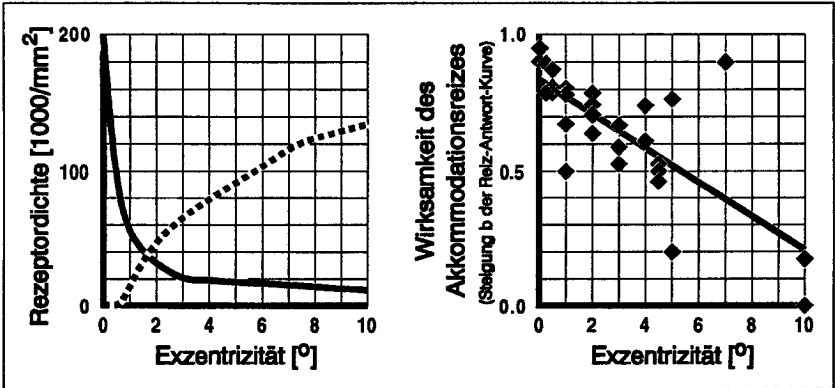


Fig. 12-2: Links: Mittlere Zapfen- (ausgezogen) und Stäbchendichte (punktirt) in Abhängigkeit der retinalen Exzentrizität, gemittelt über vier Meridiane<sup>276</sup>. Rechts: Wirksamkeit des Akkommodationsreizes in Abhängigkeit der Exzentrizität. Die Ordinate stellt die Steigung  $b$  der Reiz-Antwort-Kurve dar (Kap. 3.4). Die Punkte sind Messwerte nach sechs verschiedenen Quellen<sup>277</sup>; die Linie ist die zu den Punkten gehörige Regressionsgerade. Je nach verwendetem Sehzeichen und nach der erlaubten Akkommodationsdauer ergibt sich ein unterschiedlich starker Abfall der Wirksamkeit mit der Exzentrizität.

Der Abstand zwischen den Zapfen beträgt in der Fovea im Mittel  $0.45'$ . Das ergibt eine theoretische Punktauflösung von  $67 p/^\circ$  und eine Zapfendichte von  $199'000 \text{ mm}^{-2}$ . Die Dichte nimmt zum Fovearand kontinuierlich ab und erreicht bei  $10^\circ$  Exzentrizität (über vier Meridiane gemittelt) einen Wert von rund

<sup>276</sup> Wenn nicht anders vermerkt, beruhen alle Daten zur Dichte und Grösse der Rezeptoren auf folgender Arbeit (mikrographische Untersuchungen mit Videokamera):

CURCIO C.A., SLOAN K.R., KALINA R.E., HENDRICKSON A.E.: Human photoreceptor topography. J. comp. Neurol. V292 (1990) P497-523.

<sup>277</sup> CIUFFREDA K.J.: Accommodation and its anomalies. In: Vision and visual dysfunction. Ed. W.N.Charman; MacMillan Press London V1 (1991) P258-259.

$11'600 \text{ mm}^{-2}$ . Die Zapfen- und Stäbchendichten in Abhängigkeit der Exzentrizität vom Foveazentrum sind in Fig. 12-2 links dargestellt. Innerhalb der  $5^{\circ}$  grossen Fovea befindet sich ein photopischer Bereich von rund  $1^{\circ}$  Durchmesser, welcher praktisch nur Zapfen und keine Stäbchen enthält. Ausserhalb dieses Bereichs nimmt die Stäbchendichte Richtung Peripherie kontinuierlich zu, bis sie bei etwa  $15^{\circ}$  Exzentrizität einen Maximalwert von  $140'000-189'000 \text{ mm}^{-2}$  erreicht.

Ältere Untersuchungen bzw. Überlegungen zur Wirksamkeit eines Akkommodationsreizes in Abhängigkeit vom Retinaort ergaben, dass nur ein zentraler Bereich von etwa  $30'$  Durchmesser die Akkommodation steuern kann<sup>278</sup>. Wie Ciuffreda<sup>278</sup> in einem Übersichtsartikel zeigt, ergaben aber neuere Arbeiten je nach Sehzeichen und Untersuchungsmethode eine weniger starke Abnahme der Wirksamkeit mit der Exzentrizität (Fig. 12-2 rechts). So können auch Reize bei  $5^{\circ}$  und  $10^{\circ}$  Exzentrizität die Akkommodation steuern, wenn auch mit grossem Einstellfehler. Die gleiche Arbeit zeigt auch, dass grössere Sehobjekte, wie beispielsweise in die Retinaperipherie reichende Ringe, welche die zentrale Fovea nicht reizen, gute Akkommodationsreize ergeben.

Es wird daher als Hypothese angenommen, dass für die Akkommodation die Signale aller Zapfen vereinigt werden, diejenigen in der Fovea aber am wirkungsvollsten sind. Ein Vergleich der beiden Graphiken in Fig. 12-2 zeigt, dass nicht die Zapfendichte der akkommodationsbestimmende Faktor sein kann: Sie nimmt peripher stärker ab als die Wirksamkeit des Akkommodationsreizes. Auch die Quadratwurzel der Zapfendichte, welche proportional zur Zapfenzahl pro mm Wegstrecke ist, ergibt eine zu starke Abnahme. Wird andererseits der mit der Exzentrizität zunehmende Zapfendurchmesser und die dadurch bedingte grössere Lichtempfindlichkeit des einzelnen Zapfens berücksichtigt, ergibt sich eine im Vergleich zur Akkommodation zu geringe Abnahme. Will man die obige Hypothese aufrechterhalten, muss daher davon ausgegangen werden, dass die Empfindlichkeit des *Zapfensystems* auf Unschärfesignale auch von der Art und Effizienz der weiteren Verarbeitungsprozesse abhängt.

---

<sup>278</sup> CRANE H.D.: A theoretical analysis of the visual accommodation system in humans. Stanford Res. Inst. Project 5454, NASA CR-606 (1966).

## 12.5 Zeitliche Aspekte der Akkommodationsregelung

Falls die Akkommodationsrichtung vom Regler korrekt erkannt werden soll, muss dies innerhalb der Reaktionszeit erfolgen. Diese betrage gemäss Fig. 12-3 beispielsweise 500 ms und die Frequenz der Fluktuationen 0.5 Hz mit

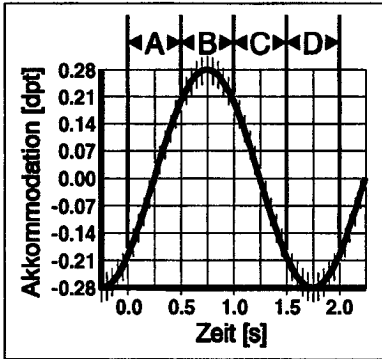


Fig. 12-3: Schematische Darstellung der zeitlichen Aspekte der Akkommodationsfluktuationen.

Amplitude 0.28 dpt (Ordinate); die Schwelle für die Detektion von Akkommodationsänderungen betrage 0.21 dpt. Die Abtastrate liege im Bereich neuronaler Impulsraten, z.B. bei 20 Hz (senkrechte kurze Striche in Fig. 12-3). Innerhalb der Reaktionszeit erfasst der Regler nur  $\frac{1}{4}$  der Fluktuationsperiode. In dieser Zeit können überschwellige (A, C) oder unterschwellige (B, D) Modulationsänderungen stattfinden. Daraus folgt in 75% der Fälle die korrekte Akkommodationsrichtung. Messungen, bei welchen ein Sehzeichen in zufällig ge-

wählte Richtungen verschoben wurde, ergaben dieses Resultat für die erste mindestens 0.25 dpt betragende Akkommodationskorrektur<sup>279</sup>. Mit 2 Hz-Fluktuationen müsste die Prozentzahl korrekter Richtungen grösser sein, da damit eine ganze Periode erfasst würde.

## 12.6 Spezifikation einzelner Bauteile der Projektionsapparatur

In diesem Anhang folgen Überlegungen zur Auswahl einzelner Bauteile und deren genauere Spezifikationen.

### *Xenonlampe*

Die verwendeten Xenon-Hochdrucklampen XBO 150W/GS (Osram AG, Winterthur CH) strahlen durch Verwendung von speziellem Glas wenig UV-Licht aus. Ihr Spektrum verläuft im sichtbaren Bereich einigermaßen kontinuierlich und weist im IR-Bereich einzelne Intensitätsspitzen auf. Wärmeschutzfilter (F1) vom Typ Calflex C (Balzers AG, Balzers FL) schützen die Versuchsperson und die optischen Elemente vor zu grosser IR-Strahlung.

---

<sup>279</sup> SMITHLINE L.M.: Accommodative response to blur. J. Opt. Soc. Am. V64 N11 (1974) P1512-1516.

### Farbfilter

Als Farbfilter wurden Interferenzfilter Typ IL (Schott-Schleifer AG, Feldbach CH) gemäss Tab. 12-2 verwendet. Die stichprobeweise Überprüfung der spektralen Charakteristik mit einem Spektralphotometer Uvikon 860 (Kontron AG, Zürich CH) ergaben gute Übereinstimmung mit den Herstellerangaben.

Tab. 12-2: Herstellerdaten der verwendeten Interferenzfilter.  $\lambda_{\max}$  ist die Wellenlänge maximaler Transmission, HW die Halbwertsbreite und  $\tau_{\max}$  der Transmissionsgrad bei  $\lambda_{\max}$ .

$\lambda_{\max}$ [nm]	HW [nm]	$\tau_{\max}$	$\lambda_{\max}$ [nm]	HW [nm]	$\tau_{\max}$
453.5	12.8	0.410	570.4	10.7	0.495
478.6	11.9	0.521	595.6	12.0	0.414
498.0	14.0	0.496	618.9	11.5	0.568
526.3	10.7	0.448	648.4	11.9	0.440
549.8	12.6	0.475			

Interferenzfilter sind relativ schmalbandig (beispielsweise im Vergleich zu Gelatinefiltern); sie weisen aber dennoch in einem Wellenlängenbereich vom Zwei- bis Dreifachen der Halbwertsbreite nicht zu vernachlässigende Transmissionswerte auf. Für den spektralen Transmissionsgrad der Interferenzfilter ergab die folgende Summe zweier Gaussfunktionen einen praktikablen Ansatz:

$$\tau(\lambda)/\tau_{\max} = a_1 \cdot e^{-\left(\frac{\lambda - \lambda_{\max}}{a_2 \cdot HW}\right)^2} + (1 - a_1) \cdot e^{-\left(\frac{\lambda - \lambda_{\max}}{a_3 \cdot HW}\right)^2} \quad (12.5)$$

$$a_1 = 0.951; \quad a_2 = 0.582; \quad a_3 = 1.522 \quad (12.5a)$$

Um festzustellen, ob für eine Versuchsperson die Filterbandbreite infolge der chromatischen Aberration des Auges zu Verschiebungen der dominanten Wellenlänge führt, kann die äquivalente Wellenlänge  $\lambda_{\text{äq}}$  gemäss (4.15) von Kap. 4.2.4 mit dem spektralen Transmissionsgrad des Filters als relative spektrale Strahldichte nach (12.5) berechnet werden. Es ergab sich für das Filter mit  $\lambda_{\max} = 453.5$  nm, für welches sich die chromatische Aberration des Auges am stärksten auswirkt, eine Abweichung  $\lambda_{\text{äq}} - \lambda_{\max}$  von vernachlässigbaren 2.1 nm. Bandbreite und  $\lambda_{\max}$  verändern sich, wenn die Filter nicht mit parallelen, dazu senkrechten Lichtstrahlen beleuchtet werden. Daher erfolgte der Filtereinbau direkt hinter der Lampenlinse L1 (Fig. 6-3 in Kap. 6.2.1), wo diese Bedingungen erfüllt sind.

*Mattscheiben, Mikroskopobjektiv*

Das achromatische Mikroskopobjektiv L4 vom Typ 20:1/0.35 (Spindler & Hoyer GmbH & Co., Göttingen D) bildet die Lochblende B1 mit 0.3 mm Durchmesser so auf die Mattscheiben F3 ab (Fig. 6-3 in Kap. 6.2.1), dass sein Bild keine farbigen Ränder aufweist. Dadurch entsteht eine vollständige Mischung aller Wellenlängen, die aus der Lochblende kommend unterschiedliche Lichtrichtungen haben. Die Mattscheiben sind Oberflächenstretscheiben aus Glas (Spindler & Hoyer GmbH & Co., Göttingen D) mit einer Körnung von ca. 10 µm. Die zweite Mattscheibe ist notwendig, um farbige Interferenzstrukturen am Granulat der ersten Mattscheibe zu zerstören. (Etwas aufwendiger könnte dies auch durch eine einzige, exzentrisch rotierende Mattscheibe erreicht werden.) Eine Messung der Beleuchtungsstärke am Ort des Sehzeichens ergab, dass die keulenförmige Abstrahlcharakteristik der Mattscheiben im zentralen Drittel des Sehzeichens eine gleichmässige Ausleuchtung ermöglicht, die Lichtintensität gegen den Rand jedoch auf ca. 60% absinkt. Der Durchmesser von 3 mm der den Mattscheiben folgenden Blende B2 entspricht dem Durchmesser der künstlichen Pupille, da durch die folgenden Linsen L5 und L6 (Fig. 6-3 in Kap. 6.2.1) eine Abbildung im Massstab 1:1 stattfindet.

*Graufilter*

Tab. 12-3: Transmissionsgrade der verwendeten Graufilter nach Angaben des Herstellers ( $\tau_{nom}$ ) und in der Projektionsapparatur gemessen ( $\tau_{mess}$ ).

$\tau_{nom}$	$\tau_{mess}$	$\tau_{nom}$	$\tau_{mess}$	$\tau_{nom}$	$\tau_{mess}$	$\tau_{nom}$	$\tau_{mess}$
1.0 %	1.1 %	6.7 %	7.0 %	20.3 %	21.0 %	62.5 %	64.5 %
1.0 %	1.1 %	9.8 %	10.4 %	24.4 %	25.7 %	64.4 %	66.5 %
2.6 %	2.9 %	10.0 %	10.6 %	25.4 %	26.9 %	78.9 %	88.1 %
2.8 %	3.0 %	15.5 %	16.1 %	30.6 %	31.9 %	79.6 %	89.2 %
4.9 %	5.2 %	15.6 %	16.0 %	38.5 %	41.3 %	97.0 %	96.4 %
5.0 %	5.4 %	19.9 %	20.4 %	50.5 %	55.8 %	97.3 %	96.2 %
6.5 %	6.7 %			51.5 %	56.5 %		

Zur groben Steuerung der Lichtintensitäten wurden Graufilter (Balzers AG, Balzers FL) gemäss Tab. 12-3 verwendet. Für jeden gewünschten Transmissionswert ermittelte ein Computerprogramm eine passende Kombination aus bis zu vier Graufiltern, allerdings ohne Berücksichtigung der Reflexionen zwischen den Graufiltern. Eine Feinregulierung der Intensität erfolgte mit den Lampenspiegeln (S1 in Fig. 6-3 von Kap. 6.2.1) unter ständiger Kontrolle der Radiometeranzeige.

### *Sehzeichen*

Ein Rechteckgitter diente in den Versuchen als Sehzeichen. Dieses wurde durch Photographieren einer Haftdruckfolie vom Typ Letratone LT438 (Letraset Ltd, England) mit 2.15 Linien pro mm auf Rollfilm vom Typ Agfaor-tho 25 Prof. (Agfa-Gevaert AG, Leverkusen D) mit Bildformat 55×55 mm erzeugt. Ausmessen der Gitterperiode ergab eine Grundfrequenz von 4.8 p/°. Nach Kap. 5.3.1 sind in diesem Ortsfrequenzbereich Sinus- und Rechteckgitter äquivalent und optimal als Akkommodationsreiz. Die Modulation  $m_0$  wurde durch Messen der über 10 Gitterperioden gemittelten Leuchtdichte  $L_m$  und der am gitterfreien Rand des Sehzeichens maximalen Leuchtdichte  $L_{max}$  bestimmt. Wird in (4.4a) von Kap. 4.1.2  $\Delta L = L_{max} - L_m$  gesetzt, ergibt sich daraus für die Modulation  $m_0$ :

$$m_0 = \frac{L_{max} - L_m}{L_m} \quad (12.6)$$

Die Messungen ergaben eine Modulation von  $m_0 = 0.52 (\pm 0.02 \text{ S.f.})$ . Der sichtbare Teil des Sehzeichens hat einen Durchmesser von 36.5 mm entsprechend einem 20° Sehfeld. Das Sehzeichen ist infolge des verwendeten Optometerprinzips kein Lambertstrahler (Kap. 4.1.1); da es jedoch nur aus einer Blickrichtung betrachtet wird, bleiben die Überlegungen von Kap. 4. weiterhin anwendbar. Die spektrale Transmission des entwickelten Filmmaterials ist im sichtbaren Bereich nicht konstant. Für Intensitätsabgleiche, welche immer mit monochromatischem Licht erfolgten, wurde dies dadurch kompensiert, dass ein Stück leeres Filmmaterial auch vor das messende Radiometer gesetzt wurde.

### *Radiometer*

Die Messung der Lichtintensität erfolgte mittels eines Radiometers UDT-Mod. 350 mit einem Filter Mod. 115-9 (United Detector Technology, Hawthorne USA). Das Filter gleicht die IR-lastige spektrale Empfindlichkeit des Empfängers aus. Die Intensität von bichromatischem Licht wurde für beide Kanäle jeweils getrennt gemessen. Durch die in Kap. 6.2.2 beschriebene Eichung konnte der Zusammenhang zwischen der Radiometerablesung und der Pupillenlichtstärke ermittelt sowie eine zusätzliche Korrektur der spektralen Empfindlichkeit erreicht werden.

### *Optometerlinse*

Da die Optometerlinse die spektrale Mischung des Lichts beider Kanäle abbildet, muss sie eine möglichst geringe chromatische Aberration aufweisen. Ausserdem sollte sie entspiegelt sein und ein genügend grosses Sehfeld erlauben. Dies wurde mit einem Photoobjektiv Typ 100/2.5 MD (Minolta Camera Co.



Ltd, Osaka J) mit 100 mm Brennweite erreicht. Wird das Objektiv auf Distanz Unendlich eingestellt und befindet sich die Pupille des Betrachters in der Filmebene, erscheint das Sehzeichen im Linsenbrennpunkt in 0 dpt Entfernung. Nähert sich das Sehzeichen, ergibt sich wie beim Laseroptometer nach (6.2) von Kap. 6.1.2 pro 10 mm Verschiebung eine Veränderung der gesehenen Distanz um jeweils 1 dpt. Der Bildwinkel des Objektivs beträgt  $22.5^\circ$  und ist damit etwas grösser als der Sehfelddurchmesser des Sehzeichens.

### 13. Literaturnachweis

- ADLER-GRINBERG D.: Questioning our classical understanding of accommodation and presbyopia. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* V63 N7 (1986) P571-580.
- ADRIAN W., KOKOSCHKA S.: Zur Abhängigkeit der fovealen Sehschärfe von der Wellenlänge des Lichts. *Lichttechnik* V17 N3 (1965) P32A-P38A.
- ALLEN R.C., RUBIN M.L.: Chromostereopsis. *Surv. ophthalmol.* V26 (1981) P22-27.
- ALPERN M., DAVID H.: Effects of illumination quantity on accommodation of the eyes. *Indust. Med. Surg.* V27 N11 (1958) P551-555.
- ALPERN M.: Variability of accommodation during steady fixation at various levels of illuminance. *J. Opt. Soc. Am.* V48 N3 (1958) P193-197.
- Anonymus: Ist Leuchtstofflampenlicht gesundheitsschädlich? Missverständnisse werden richtiggestellt. *Internationale Lichtschau* N4 (1982) P104-105.
- Anonymus: Über das Für und Wider des Leuchtstofflampenlichtes. *Licht* V39 N9 (1983) P489-491.
- Anonymus: Vermutungen über Hautkrebs durch Leuchtstofflampen sind unbewiesen. *Licht* V39 N9 (1983) P491.
- ATCHISON D.A., COLLINS M.J., WILDSOET C.F.: Ocular aberrations and accommodation. In: *Ophthalmic and Visual Optics Technical Digest* V3 (1992) P55-58.
- AUBERT H.: *Physiologie der Netzhaut*. Morgenstein Breslau (1865).
- Autrum et al. (Eds.): *Hb. of sensory physiology*, Vol. VII/1-VII/4. Teuber; Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York (1972).
- BARLOW H.B.: Increment thresholds at low intensities considered as signal/noise discriminations. *J. Physiol.* V136 (1957) P469-488.
- BARTELT R.N., ALTMAYER P., STÖHR L., GORNIK P., HOLZMANN H.: Endokrinologische Reaktionen nach Leuchtstofflampenexposition. *Z. Hautkr.* V61 N3 (1986) P105-110.
- BARTHOLOMEW R.: Lighting in the classroom. *Building Research and Practice* V3 (1975) P32-39.
- BEDFORD R.E., WYSZECKI G.: Axial Chromatic Aberration of the Human Eye. *J. Opt. Soc. Amer.* V47 (1957) P564-565.
- BEN-YOSEF N., ROSE A.: Spectral response of the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* V68 N7 (1978) P935-937.
- BERAL V., SHAW H., EVANS S., MILTON G.: Malignant melanoma and exposure to fluorescent lighting at work. *The Lancet* (7. August 1982) P290-293.
- BERNY F.: Etude de la formation des images rétinienne et détermination de l'aberration de sphéricité de l'œil humain. *Vision Res.* V9 (1969) P977-990.
- BLAKER J.W.: Toward an adaptive model of the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* V70 N2 (1980) P220-223.
- BOBIER W., CAMPBELL M.C.W., HUNCH M.: The influence of chromatic aberration on the static accommodative response. *Vision Res.* V32 N5 (1992) P823-832.
- BODMANN H.W., SÖLLNER G., VOIT E.: Bewertung der Beleuchtungsniveaus bei verschiedenen Lichtarten. *Compte Rendu CIE Wien* (1963) P502-509.
- BODMANN H.W., KOKOSCHKA S., GREULE R.: Contrast thresholds at transient adaptation. *Bericht der 21. CIE-Tagung in Venedig* V1 (1987) P50-53.
- BORTZ J.: *Lehrbuch der Statistik*. Springer-Verlag Berlin (1985) 2. Auflage.
- BOUGER P.: *Éssai optique sur la gradation de la lumière*. Paris (1729); neue, erweiterte Ausgabe von Lacaille (1760).

- BOUMAN M.A., VOS J.J., WALRAVEN P.L.: Fluctuation theory of luminance and chromaticity discrimination. *J. Opt. Soc. Am.* V53 N1 (1963) P121-128.
- BOUR L.J.: MTF of the defocused optical system of the human eye for incoherent monochromatic light. *J. Opt. Soc. Am.* V70 N3 (1980) P321-328.
- BOUR L.J.: The influence of the spatial distribution of a target on the dynamic response and fluctuations of the accommodation of the human eye. *Vision Res.* V21 (1981) P1287-1296.
- BURBECK C.A., KELLY D.H.: Spatiotemporal characteristics of visual mechanisms: excitatory-inhibitory model. *J. Opt. Soc. Am.* V70 N9 (1980) P1121-1126.
- CAMPBELL F.W., GREEN D.G.: Optical and retinal factors affecting visual resolution. *J. Physiol.* V181 (1965) P576-593.
- CAMPBELL F.W., GUBISCH R.W.: Optical quality of the human eye. *J. Physiol.* V186 (1966) P558-578.
- CAMPBELL F.W., GUBISCH R.W.: The effect of chromatic aberration on visual acuity. *J. Physiol.* V192 (1967) P345-358.
- CAMPBELL F.W.: Correlation of accommodation between the two eyes. *J. Opt. Soc. Am.* V50 N7 (1969) P738.
- CAMPBELL F.W., WESTHEIMER G.: Factors influencing accommodation responses of the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* V49 (1959) P568-571.
- CANNON JR. M.W., FULLENKAMP S.C.: Perceived contrast and stimulus size: Experiment and simulation. *Vision Res.* V28 N6 (1988) P695-709.
- CARDINALI D.P., LARIN F., WURTMAN R.J.: Action spectra for effects of light on Hydroxyindole-O-Methyl Transferases in rat pineal, retina and harderian gland. *Endocrinology* V91 N4 (1972) P877-886.
- CASTANO J.A., SPERLING H.G.: Sensitivity of the blue-sensitive cones across the central retina. *Vision Res.* V22 (1982) P661-673.
- CHARMAN W.N., HERON G.: Fluctuations in accommodation: a review. *Ophthal. Physiol. Opt.* V8 (1988) P153-164.
- CHARMAN W.N., HERON G.: Spatial frequency and the dynamics of the accommodation response. *Optica Acta* V26 N2 (1979) P217-228.
- CHARMAN W.N., JENNINGS J.A.M.: Objective measurement of the longitudinal chromatic aberration of the human eye. *Vision Res.* V16 (1976) P999-1005.
- CHARMAN W.N., JENNINGS J.A.M.: Properties of annular artificial pupils. *Vision Res.* V19 (1979) P947-949.
- CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation and color. *J. Opt. Soc. Am.* V68 N4 (1978) P459-471.
- CHARMAN W.N., TUCKER J.: Accommodation as a function of object form. *Am. J. Optom. & Physiol. Opt.* V55 N2 (1978) P84-92.
- CHARMAN W.N.: Optics of the human eye. In: *Vision and visual dysfunction*, Ed. Cronly-Dillon J.R.; MacMillan Press London V1 (1991).
- CICERONE C.M., NERGER J.L.: The relative numbers of long-wavelength-sensitive to middle-wavelength-sensitive cones in the human fovea centralis. *Vision Res.* V29 N1 (1989) P115-128.
- CIE Publ. Nr.75: Spectral luminous efficiency functions based upon brightness matching for monochromatic point sources 2° and 10° fields. Zentralbüro der CIE Wien (1988).
- CIE Publ. Nr.86: CIE 1988 2°-spectral luminous efficiency function for photopic vision. Zentralbüro der CIE Wien (1988).

- CIUFFREDA K.J.: Accommodation and its anomalies. In: Vision and visual dysfunction. Ed. W.N.Charman; MacMillan Press London V1 (1991).
- COOPER D.P., PEASE P.L.: Longitudinal Chromatic Aberration of the Human Eye and Wavelength in Focus. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* V65 (1988) P99-107.
- CRANE H.D.: A theoretical analysis of the visual accommodation system in humans. Stanford Res. Inst. Project 5454, NASA CR-606 (1966).
- Cronly-Dillon (Ed.): Vision and visual dysfunction, Vol 1-17. MacMillan Press London (1991).
- CROOK J.M., LEE B.B, TIGWELL D.A., VALBERG A.: Thresholds to chromatic spots of cells in the macaque geniculate nucleus as compared to detection sensitivity in man. *J. Physiol.* V392 (1987) P193-211.
- CURCIO C.A., SLOAN K.R., KALINA R.E., HENDRICKSON A.E.: Human photoreceptor topography. *J. comp. Neurol.* V292 (1990) P497-523.
- DAVIS R.G., GINTHNER D.N.: Correlated color temperature, illuminance level, and the Kruithof curve. *J. Illum. Eng. Soc.* V19 N1 (1990) P27-38.
- Davson et al. (Eds.): The eye, Vol. 1-6. Academic Press NewYork (1962/84).
- DE GROOT S.G., GEBHARDT J.W.: Pupil size as determined by adapting luminance. *J. Opt. Soc. Am.* V42 (1952) P492-495.
- DE VRIES H.: The quantum character of light and its bearing upon threshold of vision, the differential sensitivity and visual acuity of the eye. *Physica* V10 (1943) P553-564.
- DERRINGTON A.M., KRAUSKOPF J., LENNIE P.: Chromatic mechanisms in lateral geniculate nucleus of macaque. *J. Physiol.* V357 (1984) P241-265.
- DERRINGTON A.M., LENNIE P.: Spatial and temporal contrast sensitivities of neurones in lateral geniculate nucleus of macaque. *J. Physiol.* V357 (1984) P219-240.
- DIN 5035 Teil 2: Beleuchtung mit künstlichem Licht; Richtwerte für Arbeitsstätten in Innenräumen und im Freien. Beuth Verlag Berlin (September 1990).
- DONOHOO D.T., SNYDER H.L.: Accommodation during color contrast. Society for Information Display Digest (1985) P200-203.
- EBENHOLTZ S.M.: Accommodative hysteresis: Relation to resting focus. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* V62 N11 (1985) P755-762.
- EGGER W.: CRF – Qualitätsmerkmal einer Beleuchtungsanlage? *Licht-Forschung* V6 N2 (1984) P77-86.
- EICHLER O.: Kaffee und Coffein. Springer-Verlag Berlin, 2. Aufl. (1976).
- ERB W., KRYSZEK M.: Überlegungen zur Photometrie im physiologisch korrekten Sinne. *Licht-Forschung* V3 N1 (1981) P1-4.
- EYSEL U.T., BURANDT U.: Fluorescent tube light evokes flicker responses in visual neurons. *Vision Res.* V24 N9 (1984) P943-948.
- FECHNER G.T.: Elemente der Psychophysik. Breitkopf und Härtel Leipzig (1860).
- FIELD D.J.: Relations between the statistics of natural images and the response properties of cortical cells. *J. Opt. Soc. Am. A* V4 N12 (1987) P2379-2394.
- FINCHAM E.F.: The accommodation reflex and its stimulus. *Brit. J. Ophthalmol.* V35 (1951) P381-393.
- FINCHAM E.F.: The mechanism of accommodation. *Br. J. Ophthalmol. Monog. suppl. VIII.* Pulman London (1937).
- FISHER S.K., CIUFFREDA K.J., LEVINE S.: Tonic accommodation, accommodative hysteresis, and refractive error. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* V64 N11 (1987) P799-809.

- FLITCROFT D.I., JUDGE S.J.: The effect of stimulus chromaticity on ocular accommodation in the monkey. *J. Physiol.* V398 (1988) P36P.
- FLITCROFT D.I.: The interactions between chromatic aberration, defocus and stimulus chromaticity: Implications for visual physiology and colorimetry. *Vision Res.* V29 N3 (1989) P349-360.
- FRIELING H.: Farbe am Arbeitsplatz. Bayerisches Staatsministerium für Arbeit und Sozialordnung, München (1984).
- GEISLER W.S.: Mechanisms of visual sensitivity: Backgrounds and early dark adaptation. *Vision Res.* V23 N12 (1983) P1423-1432.
- GILMARTIN B.: A Review of the role of sympathetic innervation of the ciliary muscle in ocular accommodation. *Ophthal. Physiol. Opt.* V6 N1 (1986) P23-37.
- GOURAS P., ZRENNER E.: Color vision: A review from a neurophysiological perspective. In: *Progress in sensory physiology.* Springer-Verlag (1981) P139-179.
- GOURAS P., ZRENNER E.: Enhancement of luminance flicker by color-opponent mechanisms. *Science* V205 (10 August 1979) P587-589.
- GOURAS P.: Identification of cone mechanisms in monkey ganglion cells. *J. Physiol.* V199 (1968) P533-547.
- GREEN D.G., CAMPBELL F.W.: Effect of focus on the visual response to a sinusoidally modulated spatial stimulus. *J. Opt. Soc. Am.* V55 N9 (1965) P1154-1157.
- GREEN D.M., SWETS J.A.: Signal detection theory and psychophysics. Wiley NY (1966).
- GROSSMANN W.: Grundzüge der Ausgleichsrechnung. Springer-Verlag 3. Aufl. (1969).
- GRÜSSER O.-J.: Die funktionelle Organisation der Säugetiernetzhaut. Physiologische und pathophysiologische Aspekte. *Fortschr. Ophthalmol.* V80 (1983) P502-515.
- GUILFORD J.P.: The Constant Method. Aus: *Psychometric Methods.* Tata McGraw-Hill Publ. New Delhi. Chap.6 (1979).
- GULLSTRAND A.: Appendix in H. von Helmholtz "Physiologische Optik" Band 1; Voss Hamburg 3.Auflage (1909) P299.
- HARTLINE H.K.: Inhibition of activity of visual receptors by illuminating nearby retinal elements in the Limulus eye. *Fed. Proc.* V8 (1949) P69.
- HARTMANN E., MÜLLER-LIMMROTH W.: Stellungnahme zur Frage der Verträglichkeit des Leuchtstofflampenlichtes. Lichttechnische Gesellschaft e.V. Karlsruhe 1981.
- HAUBNER P.: Zur Helligkeitsbewertung quasi-achromatischer Reize. Diss. Univ.(TH) Karlsruhe (1977).
- HAYHOE M.M., LEVIN M.E., KOSHEL R.J.: Subtractive processes in light adaptation. *Vision Res.* V32 N2 (1992) P323-333.
- HEATH G.G.: Accommodative responses of totally colour-blind observers. *Am. J. Optom. Arch. Am. Acad. Optom.* V33 (1956) P457-465.
- HEATH G.G.: Components of accommodation. *Am. J. Optom.* V33 (1956) P569-579.
- HECHT S., SHLAER S., PIRENNE M.H.: Energy, quanta, and vision. *J. Gen. Physiol.* V25 (1942) P819-840.
- HENNESSY R.T., IIDA T., SHIINA K., LEIBOWITZ H.W.: The effect of pupil size on accommodation. *Vision Res.* V16 (1976) P587-589.
- HERZBERGER M.: Colour correction in optical systems and a new dispersion formula. *Opt. Acta* V6 (1959) P197-215.
- HESSEN J., KRUEGER H.: Integrierende Treppenmethode für psychophysische Schwellenmessungen mit vorgebbarem Schwellenwert. *Biomed. Technik* V26 (1981) P258-262.

- HOKODA S.C., CIUFFREDA K.J.: Theoretical and clinical importance of proximal vergence and accommodation. In: Vergence eye movements; Eds. Schor C.M., Ciuffreda K.J.; Butterworths (1983) P82-84.
- HOLLWICH F., DIECKHUES B., MEINERS C.O.: Die physiologische Bedeutung des Lichtes für den Menschen. *Lichttechnik* V27 N10 (1975) P388-394. (Erwiderung zum Artikel von B.Steck: V28 N4 (1976) P173-174).
- HOLLWICH F.: *Augenheilkunde*. Thieme Verlag Stuttgart, 7. Aufl. (1974) P139ff.
- HOLLWICH F.: Licht ein Lebelement. *Dtsch. Optikerzeitung* N3 (1991) P26-30 und N4 (1991) P39-42.
- HOPKINS H.H., YZUEL M.J.: The computation of diffraction patterns in the presence of aberrations. *Optica acta* V17 N3 (1970) P157-182.
- HOPKINS H.H.: Calculation of the aberrations and image assessment for a general optical system. *Optica acta* V28 N5 (1981) P667-714.
- HOPKINS H.H.: The application of frequency response techniques in optics. *Proc. Phys. Soc.* V79 (1962) P889-919.
- HOPKINS H.H.: The frequency response of a defocused optical system. *Proc. Roy. Soc. A* V231 (1955) P91-103.
- HOWARTH P.A., ZHANG X.X., BRADLEY A., STILL D.L., THIBOS L.N.: Does the chromatic aberration of the eye vary with age? *J. Opt. Soc. Am. A* V5 N12 (1988) P2087-2092.
- HOWETT G.L.: The coming redefinition of photometry. *J.Illum.Eng.Soc.* V15 (Summer 1986) P5-18.
- INGELSTAM E., RAGNARSSON S.: Eye refraction examined by aid of speckle pattern produced by coherent light. *Vision Res.* V12 (1972) P411-420.
- INGLING JR. C.R., MARTINEZ-URIEGAS E.: The relationship between spectral sensitivity and spatial sensitivity for the primate r-g X-channel. *Vision Res.* V23 N12 (1983) P1495-1500.
- INGLING JR. C.R., MARTINEZ-URIEGAS E.: The spatiotemporal properties of the r-g X-cell channel. *Vision Res.* V25 N1 (1985) P33-38.
- INGLING JR. C.R., TSOU B.H.-P.: Spectral sensitivity and acuity criteria. *J. Opt. Soc. Am. A* V5 N8 (1988) P1374-1378.
- INGLING JR. C.R.: Luminance and opponent color contributions to visual detection and to temporal and spatial integration: Comment. *J. Opt. Soc. Am.* V68 N8 (1978) P1143-1146.
- IVANOFF A.: About the spherical aberration of the eye. *J. Opt. Soc. Am.* V46 (1956) P901-903.
- IVANOFF A.: Focusing wave-length for white light. *J. Opt. Soc. Am.* V39 N8 (1949) P718.
- JEWETT D.L., BERMAN S.M., GREENBERG M.R., FEIN G., NAHASS R.: The lack of effects on human muscle strength of light spectrum and low-frequency electromagnetic radiation in electric lighting. *J. Illum. Eng. Soc.* (Summer 1986) P19-29.
- KAPLAN E., SHAPLEY R.M.: The primate retina contains two types of ganglion cells, with high and low contrast sensitivity. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* V83 (1986) P2755-2757.
- KAPLAN E., SHAPLEY R.M.: X and Y cells in the lateral geniculate nucleus of macaque monkeys. *J. Physiol.* V330 (1982) P125-143.
- KAPLAN E.: The receptive field structure of retinal ganglion cells in cat and monkeys. In: *Vision and visual dysfunction*, Ed. Cronly-Dillon J.R.; MacMillan Press London V4 (1991) P10-40.

- KELLY D.H.: Adaptation effects on spatio-temporal sine-wave thresholds. *Vision Res.* V12 (1972) P89-101.
- KELLY D.H.: Spatial frequency selectivity in the retina. *Vision Res.* V15 (1975) P665-672.
- KELLY D.H.: Spatiotemporal variation of chromatic and achromatic contrast thresholds. *J. Opt. Soc. Am.* V73 N6 (1983) P742-750.
- KING-SMITH P.E., CARDEN D.: Luminance and opponent-color contributions to visual detection and adaptation and to temporal and spatial integration. *J. Opt. Soc. Am.* V66 N7 (1976) P709-717.
- KING-SMITH P.E., KULIKOWSKI J.J.: Line, edge and grating detectors in human vision. *J. Physiol.* V230 (1973) Page 23P-25P.
- KNOCHE H.: Ursprung, Verlauf und Endigung der retinohypothalamischen Bahn. *Z. Zellforsch.* V51 (1960) P658-704.
- KÖNIG A., BRODHUN E.: Experimentelle Untersuchungen über die psychophysische Fundamentalförmel in Bezug auf den Gesichtssinn. *Sitz. preuss. Akad. Wiss.* (1889) P641-644.
- KORETZ J.F., HANDELMAN G.H.: Altersweitsichtigkeit. *Spektrum der Wissenschaft* N9 (1988) P54-61.
- KORETZ J.F., HANDELMAN G.H.: Model of the accommodative mechanism in the human eye. *Vision Res.* V22 (1982) P917-927.
- KORGE A., KRUEGER H.: Influence of edge sharpness on the accommodation of the human eye. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* V222 (1984) P26-28.
- KOTULAK J.C., SCHOR C.M.: A computational model of the error detector of human visual accommodation. *Biol. Cybern.* V54 (1986) P189-194.
- KRAUSE K.: Methoden der Refraktionsbestimmung. *Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft Regensburg & Biermann mbH, Münster* (1985).
- KRUEGER H., HESSEN J.: Objektive kontinuierliche Messung der Refraktion des Auges. *Biomed. Technik* V27 (1982) P142-147.
- KRUEGER H., MADER R.: Der Einfluss der Farbsättigung auf den chromatischen Fehler der Akkommodation des menschlichen Auges. *Fortschr. Ophthalmol.* V79 (1982) P171-173.
- KRUEGER H.: Die Funktion der Akkommodation des menschlichen Auges. *Aus: Aspekte der Informationsverarbeitung.* Springer-Verlag (1985) P66-92.
- KRUGER P.B., POLA J.: Stimuli for accommodation: Blur, chromatic aberration and size. *Vision Res.* V26 N6 (1986) P957-971.
- KRUTHOF A.A.: Röhrenlampen mit Leuchtstoffen für allgemeine Beleuchtungszwecke. *Philips Techn. Rundschau* V6 N3 (1941) P65-96.
- KUFFLER S.W.: Discharge patterns and functional organization of mammalian retina. *J. Neurophysiol.* V16 (1953) P37-68.
- KULIKOWSKI J.J., GOREA A.: Complete adaptation to patterned stimuli: A necessary and sufficient condition for Weber's law for contrast. *Vision Res.* V18 (1978) P1223-1227.
- LAMBERT J.H.: *Photometria seu de mensura et gradibus luminis, colorum et umbrae.* Verlag Klett Augsburg (1760).
- LAMING D.: *Sensory analysis.* Academic Press London (1986).
- LE GRAND Y., EL HAGE S.G.: *Physiological optics.* Springer-Verlag (1980) P88-90.
- LEGGE G.E., MULLEN K.T., WOO G.C., CAMPBELL F.W.: Tolerance to visual defocus. *J. Opt. Soc. Am. A* V4 N5 (1987) P851-863.

- LEGGE G.E., PELLI D.G., RUBIN G.S., SCHLESKE M.M.: Psychophysics of reading - II. Low vision. *Vision Res.* V25 N2 (1985) P253-266.
- LEGGE G.E.: A power law for contrast discrimination. *Vision Res.* V21 (1980) P457-467.
- LEVI L., AUSTING R.H.: Tables of the modulation transfer function of a defocused perfect lens. *Applied Optics* V7 N5 (1968) P967-974.
- LONDON W.P.: Full-spectrum classroom light and sickness in pupils. *The Lancet* (21. Nov. 1987) P1205-1206.
- LOVASIK J.V., KERGOAT H.: Accommodative performance for chromatic displays. *Ophthalm. Physiol. Opt.* V8 (1988) P443-449.
- MAAS J.B., JAYSON J.K., KLEIBER D.A.: Effects of spectral differences in illumination on fatigue. *J. Appl. Psychol.* V59 N4 (1974) P524-526.
- MACH E.: Über den physiologischen Effect räumlich vertheilter Lichtreize. II. Sitzber. Akad. Wiss. Wien (Mathnat Kl) Abt. 2, V54 (1866) P131-144.
- MANGOLD S.: Vergente Akkommodation. Diplomarbeit am Lehrstuhl für Biokybernetik der Universität Tübingen (Mai 1989).
- MATTHEWS M.L.: The influence of colour on CRT reading performance and subjective comfort under operational conditions. *Applied Ergonomics* V18.4 (1987) P323-328.
- MENOZZI M.: Sehen & Bildschirm. Diss. ETH-Zürich Nr. 9042 (1989).
- MILLODOT M., BOBIER C.: The state of accommodation during the measurement of axial chromatic aberration of the eye. *J. Optom. Physiol. Opt.* V53 N4 (1976) P168-172.
- MÍLOVÁ A.: The influence of light of different spectral composition on the visual performance. XVII Session of CIE P71.07; Barcelone (1971) P1-24.
- MOORE R.Y.: Central neural control of circadian rhythms. In: *Frontiers in Neuroendocrinology*, Eds. Ganong W.F., Martini L.; Raven Press New York V5 (1978) P185-206.
- MORDI J.A., ADRIAN W.K.: Influence of age on chromatic aberration of the human eye. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* V62 N12 (1985) P864-869.
- MORRELL A., WHITEFOOT H.D., CHARMAN W.N.: Ocular chromatic aberration and age. *Ophthalmic Physiol. Opt.* V11 N4 (1991) P385-390.
- MOSES R.A.: Vernier Optometer. *J. Opt. Soc. Am.* V61 (1971) P1539.
- MULLEN K.T.: The contrast sensitivity of human colour vision to red-green and blue-yellow chromatic gratings. *J. Physiol.* V359 (1985) P381-400.
- MURCH G.M.: Visual accommodation and convergence to multichromatic visual-display terminals. *Proceedings of the SID* V24/1 (1983) P67-71.
- NAKA K.-I., RUSHTON W.A.H.: S-potentials from luminosity units in the retina of fish (Cyprinidae). *J. Physiol.* V185 (1966) P587-599.
- NAKATANI K., YAU K.-W.: Calcium and light adaptation in retinal rods and cones. *Nature* V334 (1988) P69-71.
- NAVARRO R., SANTAMARÍA J., BESCÓS J.: Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics. *J. Opt. Soc. Am. A* V2 N8 (1985) P1273-1281.
- NERGER J.L., CICERONE C.M.: The ratio of L cones to M cones in the human parafoveal retina. *Vision Res.* V32 N5 (1992) P879-888.
- NEWTON I.: *Opticks*. 4. Ed., Book I, Part 2, Prop. VIII (1730). Reprint: Bell London (1931) P165.
- O'LEARY K.D., ROSENBAUM A., HUGHES P.C.: Fluorescent lighting: A purported source of hyperactive behaviour. *J. of Abnormal Child Psychol.* V6 N3 (1978) P285-289.



- OPSTELTEN J.J.: The establishment of a representative set of test colours for the specification of the colour rendering properties of light sources. CIE 20th Session D112 (1983) P1-4.
- OSAKA N.: The effect of VDU colour on visual fatigue in the fovea and periphery on the visual field. *Displays* V6 N3 (1985) P138-140.
- OWENS D.A., LEIBOWITZ H.W.: Chromostereopsis with small pupils. *J. Opt. Soc. Am.* V65 N3 (1975) P358-359.
- OWENS D.A.: A comparison of accommodative responsiveness and contrast sensitivity for sinusoidal gratings. *Vision Res.* V20 (1980) P159-167.
- OWENS R.L., HIGGINS K.E.: Long-term stability of the dark focus of accommodation. *J. Opt. Soc. Am.* V60 N1 (1983) P32-38.
- PATEL A.S.: Spatial resolution by the human visual system. The effect of mean retinal illuminance. *J. Opt. Soc. Am.* V56 N5 (1966) P689-694.
- PELIE E.: Contrast in complex images. *J. Opt. Soc. Am.* A V7 N10 (1990) P2032-2040.
- POKORNY J., GRAHAM C.H., LANSON R.N.: Effect of wavelength on foveal grating acuity. *J. Opt. Soc. Am.* V58 N10 (1968) P1410-1414.
- PURKINJE J.E.: *Commentatio de exanune physiologico argani visus.* Breslau (1823).
- REY P., REY J-P.: Les effets comparés de deux éclairages fluorescents sur une tâche visuelle et des tests de "fatigue". *Ergonomics* V6 (1963) P393-401.
- RICHTER M.: *Einführung in die Farbmeterik.* Walter de Gruyter Verlag Berlin, New York 2. Auflage (1981).
- RODIECK R.W.: Quantitative analysis of cat retinal ganglion cell response to visual stimuli. *Vision Res.* V5 (1965) P583-601.
- ROSE A.: The sensitivity performance of the human eye on an absolute scale. *J. Opt. Soc. Am.* V38 N2 (1948) P196-208.
- ROSENFELD M., CIUFFREDA K.J.: Does target orientation influence the accommodative response? *Ophthalm. Physiol. Opt.* V9 (1989) P437-439.
- RUDDOCK K.H.: Light transmission through the ocular media and macular pigment and its significance for psychophysical investigation. *Hb. of sensory physiology, Vol. VII/4.* Eds. Jameson D., Hurvich L.; Springer-Verlag (1972) P455-469.
- SCHEINER C.H.: *Oculus hoc est.* Verlag D. Agricola Innsbruck (1619).
- SCHIERZ CH., KRUEGER H.: *Untersuchung unterschiedlicher Beleuchtungssysteme auf lichttechnische Eigenschaften und Akzeptanz für Büroarbeitsplätze mit Bildschirmunterstützung.* Institut für Hygiene und Arbeitsphysiologie der ETH-Zürich, Juni 1988.
- SCHNAPF J.L., KRAFT T.W., BAYLOR D.A.: Spectral sensitivity of human cone photoreceptors. *Nature* V325 (1987) P439-441.
- SCHÖBER H.: *Das Sehen.* Fachbuchverlag Leipzig 2. Auflage, V1 (1957) P94-96.
- SCHÖBER H.: Die Ursache asthenopischer Beschwerden bei Beleuchtung durch Leuchtstofflampen. *Klin. Mbl. Augenhk.* V123 (1953) P462-474.
- SHAPLEY R., ENROTH-CUGELL C.: Visual adaptation and retinal gain controls. *Progress in retinal research* V3 (1984) P263-346.
- SIVAK J.G., WOO G.C.: Color of visual display terminals and the eye; green VDTs provide the optimal stimulus to accommodation. *Am. J. Optom. & Physiol. Opt.* V60 N7 (1983) P640-642.
- SIVAK J.G., MANDELMAN T.: Chromatic dispersion of the ocular media. *Vision Res.* V22 (1982) P997-1003.

- SLG: Leitsätze der Schweizerischen Lichttechnischen Gesellschaft: Innenraumbeleuchtung mit künstlichem Licht. SEV 8912-1.1977 T2; SNV 418 912 (1977).
- SMITH V.C., POKORNY J.: Spectral sensitivity of the foveal cone photopigments between 400 and 500 nm. *Vision Res.* V15 (1975) P161-171.
- SMITHLINE L.M.: Accommodative response to blur. *J. Opt. Soc. Am.* V64 N11 (1974) P1512-1516.
- SOMMER J.: Einfluss der Beleuchtung auf Intelligenz-, Konzentrations- und Reaktionsleistungen. *Lichttechnik* V29 N8 (1977) P342-345 und N9 P370-372.
- STAKENBURG M.: Accommodation without pupillary constriction. *Vision Res.* V31 N2 (1991) P267-273.
- Stark et al. (Eds.): *Presbyopia*. Fairchild Publ. New York (1987).
- STARK L., TAKAHASHI Y., ZAMES G.: Nonlinear servoanalysis of human lens accommodation. *IEEE Trans. on systems science and cybernetics: V(SSC)-1* N1 (Nov. 1965) P75-83.
- STECK B.: Die physiologische Bedeutung des Lichtes für den Menschen (Leserzuschrift zum Artikel von F. Hollwich et al.). *Lichttechnik* V28 N4 (1976) P171-172. (Ergänzungen: V28 N7 (1976) P340-341).
- STEVENS S.S.: *Psychophysics*. John Wiley and Sons (1975).
- STILES W.S., CRAWFORD B.H.: The luminous efficiency of rays entering the eye pupil at different points. *Proc. Roy. Soc.* V112 (1933) P428-450.
- STILES W.S.: *Mechanisms of colour vision*. Academic Press London (1978).
- SUNDET J.M.: The effect of pupil size variations on the colour stereoscopic phenomenon. *Vision Res.* V12 (1972) P1027-1032.
- SWITKES E., BRADLEY A., SCHOR C.: Readily visible changes in color contrast are insufficient to stimulate accommodation. *Vision Res.* V30 N9 (1990) P1367-1376.
- THIBOS L.N., BRADLEY A., ZHANG X.: Effect of ocular chromatic aberration on monocular visual performance. *Optom. Vis. Sci.* V68 N8 (1991) P599-607.
- THIBOS L.N.: Calculation of the influence of lateral chromatic aberration on image quality across the visual field. *J. Opt. Soc. Am. A* V4 N8 (1987) P1673-1680.
- THOMAS J.P.: Independent processing of suprathreshold spatial gratings as a function of their separation in spatial frequency. *J. Opt. Soc. Am. A* V6 N7 (1989) P1102-1111.
- TOATES F.M.: Accommodation function of the human eye. *Physiological Review* V52 N4 (1972) P828-863.
- TOATES F.M.: Studies on the control of accommodation and convergence. *Measurement and Control* V5 (1972) P58-61.
- TUCKER J., CHARMAN W.N., WARD P.A.: Modulation dependence of the accommodation response to sinusoidal gratings. *Vision Res.* V26 N10 (1986) P1693-1707.
- TUCKER J., CHARMAN W.N.: Depth of focus and accommodation for sinusoidal gratings as a function of luminance. *Am. J. Optom. & Physiol. Opt.* V63 N1 (1986) P58-70.
- TUCKER J., CHARMAN W.N.: Effect of target content at higher spatial frequencies on the accuracy of the accommodation response. *Ophthal. Physiol. Opt.* V7 N2 (1987) P137-142.
- TULUNAY-KEESEY U., SALEH B.E.A., VER HOEVE J.N., HOM M.: Apparent phase reversal during stabilized image fading. *J. Opt. Soc. Am. A* V4 (1987) P2166-2175.
- UCHIKAWA K., IKEDA M.: Wavelength discrimination with chromatically alternating stimulus. *Color Res. Appl.* V10 N4 (1985) P204-209.

- VALBERG A., LEE B.B., TRYTI J.: Simulation of responses of spectrally-opponent neurones in the macaque lateral geniculate nucleus to chromatic and achromatic light stimuli. *Vision Res.* V27 N6 (1987) P867-882.
- VALETON J.M., VAN NORREN D.: Light adaptation of primate cones: An analysis based on extracellular data. *Vision Res.* V23 N12 (1983) P1539-1547.
- VAN DER WILDT G.J., BOUMAN M.A., VAN DE KRAATS J.: The effect of anticipation on the transfer function of the human lens system. *Optica Acta* V21 (1974) P843-860.
- VAN ESCH J.J., KOLDENHOF E.E., VAN DOORN A.J., KOENDERINK J.J.: Spectral sensitivity and wavelength discrimination of the human peripheral visual field. *J. Opt. Soc. Am. A* V1 N5 (1984) P443-450.
- VAN MEETEREN A., VOS J.J.: Resolution and contrast sensitivity at low luminances. *Vision Res.* V12 (1972) P825-833.
- VAN NES F.L., BOUMAN M.A.: Spatial modulation transfer in the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* V57 N3 (1967) P401-406.
- VAN NES F.L., KOENDERINK J.J., NAS H., BOUMAN M.A.: Spatiotemporal modulation transfer in the human eye. *J. Opt. Soc. Am.* V57 N9 (1967) P1082-1088.
- V. CAMPENHAUSEN C., HOFSTETTER K., SCHRAMME J., TRITSCH M.F.: Color induction via non-opponent lateral interactions in the human retina. *Vision Res.* V32 N5 (1992) P913-923.
- VON DER HEYDT R.: Approaches to visual cortical function. *Rev. Biochem. Pharmacol.* V108 (1987) P69-150.
- VON HELMHOLTZ H.: *Handbuch der physiologischen Optik.* Voss Hamburg, Leipzig (1856-1866).
- VOS J.J., ESTÉVEZ O., WALRAVEN P.L.: Improved color fundamentals offer a new view on photometric additivity. *Vision Res.* V30 N6 (1990) P937-943.
- VOS J.J., WALRAVEN P.L.: On the derivation of the foveal receptor primaries. *Vision Res.* V11 (1971) P799-818.
- VOS J.J.: On the merits of model making in understanding color-vision phenomena. *Color Res. & Appl.* V7 N2 Part1 (1982) P69-77.
- WALD G., GRIFFIN D.R.: The change in refractive power of the human eye in dim and bright light. *J. Opt. Soc. Am.* V37 N5 (1947) P321-336.
- WALD G.: Blue-blindness in the normal fovea. *J. Opt. Soc. Am.* V57 N11 (1967) P1289-1303.
- WALRAVEN P.L.: On the Bezold-Brücke phenomenon. *J. Opt. Soc. Am.* V51 N10 (1961) P1113-1116.
- WALSH G., CHARMAN W.N.: The subjective sensitivity to small changes in the contrast of a suprathreshold grating. *Vision Res.* V30 N1 (1990) P163-173.
- WALSH G., CHARMAN W.N.: Visual sensitivity to temporal change in focus and its relevance to the accommodation response. *Vision Res.* V28 N11 (1988) P1207-1221.
- WARD P.A.: The Effect of stimulus contrast on the accommodation response. *Ophthalm. Physiol. Opt.* V7 N1 (1987) P9-15.
- WEBER E.H.L.: *De pulsu, resorptione, auditu et tactu. Annotationes anatomicae et physiologicae.* Koehler Leipzig (1834).
- WELFORD W.T.: *Aberrations of optical systems.* Hilger, Bristol Boston (1986).
- WILKINS A.J., NIMMO-SMITH I., SLATER A.I., BEDOCS L.: Fluorescent lighting, headaches and eyestrain. *Lighting Res. Technol.* V21 N1 (1989) P11-18.

- WINN B., CHARMAN W.N., PUGH J.R., HERON G., EADIE A.S.: Perceptual detectability of ocular accommodation microfluctuations. *J. Opt. Soc. Am. A* V6 N3 (1989) P459-462.
- WINZER R.: Licht der Leuchtstofflampen und Bildschirme schädlich oder nicht? *Der Augenoptiker* N8 (1985) P10-12.
- WIRZ-JUSTICE A., BUCHELI C., GRAW P., KIELHOLZ P., FISCH H.-U., WOGGON B.: Light treatment of seasonal affective disorder in Switzerland. *Acta psychiatr. scand.* V74 (1986) P193-204.
- WOLF H.: *Ausgleichsrechnung*. Dümmlers Verlag Bonn (1975).
- WOLFE J.M., OWENS D.A.: Is accommodation colorblind? Focusing chromatic contours. *Perception* V10 (1981) P53-62.
- WURTMAN R.J.: The effects of light on man and other mammals. *Annual Review of Physiology* V37 (1975) P467-483.
- WURTMAN R.J.: The effects of light on the human body. *Scientific American* V233 N1 (1975) P68-77.
- WYATT H.J.: Some aspects of the mechanics of accommodation. *Vision Res.* V28 N1 (1988) P75-86.
- YARBUS A.L.: *Eye movements and vision*. Plenum NY (1967).
- YOUNG T.: An account of some cases of the production of colors, not hitherto described. *Phil. Trans. Roy. Soc. London* V92 (1802) P387.

## 14. Lebenslauf

Ich kam am 3. Nov. 1958 in St. Gallen als deutscher Staatsangehöriger zur Welt. Von 1966-1972 besuchte ich die Primarschule in Ürikon (Stäfa), worauf ich 1972 in die Kantonsschule Zürcher Oberland in Wetzikon übertrat. Dort besuchte ich bis 1974 das Unterstufen-Gymnasium und danach bis 1978 das Mathematisch-Naturwissenschaftliche Gymnasium. 1977 erhielt ich das Bürgerrecht der Gemeinde Stäfa (ZH) und damit die Schweizer Staatsbürgerschaft. 1978 legte ich die Matura Typus C (mathematisch-naturwissenschaftlich) ab. Von 1978 bis 1984 studierte ich an der ETH-Zürich in der Abteilung für Physik mit Spezialisierung in Richtung Experimentalphysik. Die Diplomarbeit führte ich an der Professur für Optik bei Prof. W. Lukosz und K. Tiefenthaler durch. Die Erteilung des Physikdiploms erfolgte 1984. Seit Ende 1984 arbeite ich am Institut für Hygiene und Arbeitsphysiologie der ETH-Zürich bei Prof. H. Krueger, wo ich mit Forschungs- und Beratungsaufgaben im Bereich Ergonomie insbesondere zum Thema "Beleuchtung am Arbeitsplatz" betraut bin. Im Auftrag des Instituts wirke ich als Lehrbeauftragter an der ETH-Zürich in der Vorlesung "Physiologie II: Sinnesorgane" der Abteilung für Umweltnaturwissenschaften mit und unterrichte als Nebenamtslehrer bei der "Schweizerischen Höheren Fachschule für Augenoptik" in Olten das Fach "Arbeitsplatzoptometrie".