

# **Farbverarbeitungsmechanismen in der Humanretina untersucht mit Hilfe der Fourierinterferometrischen Stimulation – FIS**

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
eines Doktors der Naturwissenschaften  
(Dr. rer. nat)

der Fakultät für Biologie der  
Ludwig-Maximilians-Universität  
München

Vorgelegt von Frank Siebert

München 2007

Titelbild nach Dacey 1996 (siehe 10)

## Ehrenwörtliche Versicherung

Ich versichere hiermit ehrenwörtlich, dass die vorliegende Dissertation von mir selbstständig und ohne unerlaubte Hilfe oder Hilfsmittel angefertigt ist

---

Ort, Datum

---

Frank Siebert

## Prüfung

1. Berichterstatter Prof. Roland Gemperlein

2. Berichterstatter Prof. Ullrich Smola

Eingereicht am 25.10.2007

Benotung 1,0

Mündl. Prüfung am 14.02.2008

---

Was ober gut ist, Phaidros,  
und was nicht -  
müssen wir danach erst andere fragen?

*Platon – Dialoge (370 v.C.)*





# Inhalt

<b>1</b>	<b>Zusammenfassung der Arbeit .....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>5</b>
<b>3</b>	<b>Grundlagen .....</b>	<b>7</b>
3.1	Grundlagen zu Farbwahrnehmungsmodellen .....	7
3.1.1	Newton-Young-Helmholtz, die trichromatische Theorie.....	7
3.1.2	Hering, die Gegenfarben-Theorie .....	9
3.1.3	Die Duplizitätstheorie, Helligkeits- und Farbsehen .....	10
3.1.4	Die Synthese der Theorien .....	10
3.2	Aufbau und Organisation der Retina.....	13
3.2.1	Rezeptoren.....	14
3.2.2	Horizontalzellen.....	15
3.2.3	Bipolarzellen.....	18
3.2.4	Müllerzellen .....	19
3.3	Zusammenfassung der Grundlagen.....	21
<b>4</b>	<b>Methodik .....</b>	<b>23</b>
4.1	Rechnersystem .....	23
4.2	Präparation.....	25
4.3	Messungen mit Scanner .....	26
4.3.1	Scannerreize .....	26
4.3.2	Versuchsaufbau .....	27
4.3.3	Versuchsdurchführung.....	30
4.3.4	Aufbereitung der Messungen .....	31
4.4	Messungen mit FIS .....	32
4.4.1	Eigenschaften des FIS-Stimulus .....	33
4.4.2	Versuchsaufbau .....	36
4.4.3	Versuchsdurchführung FIS .....	42
4.4.4	Aufbereitung der Messungen FIS .....	43
4.4.5	Erläuterungen zur vektoriellen Addition .....	45
4.5	Zusammenfassung der Methodik.....	48
<b>5</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>49</b>
5.1	Scanner.....	49
5.1.1	Weißes Reizlicht .....	50

---

---

5.1.2	Allgemeines zu farbigem Reizlicht .....	61
5.1.3	Blaues Licht.....	62
5.1.4	Grünes Licht.....	67
5.1.5	Rotes Licht .....	70
5.1.6	Helligkeitsreihe Grün.....	73
5.1.7	Zusammenfassung Scannermessungen.....	75
5.2	FIS.....	78
5.2.1	Anmerkungen zur Methode.....	78
5.2.2	Weißes Reizlicht .....	78
5.2.3	Skotopische und photopische spektrale Empfindlichkeit .....	80
5.2.4	Allgemeines zum farbigem Reizlicht .....	83
5.2.5	Blaues Reizlicht.....	85
5.2.6	Grünes Reizlicht.....	86
5.2.7	Rotes Reizlicht .....	88
5.2.8	Zusammenfassung der FIS-Messungen .....	89
<b>6</b>	<b>Interpretation anhand eines Modells.....</b>	<b>91</b>
6.1	Auswahl der zu berücksichtigenden retinalen Zelltypen .....	91
6.1.1	Current Source Sink Untersuchungen .....	92
6.1.2	Pathologische Hinweise .....	94
6.2	Color Coding Model nach Paulus-Paulus .....	96
6.3	Weitere Modellparameter.....	98
6.3.1	Reizlicht.....	98
6.3.2	Genetische Varianz der Rezeptorenempfindlichkeit .....	100
6.3.3	Frequenzabhängige Latenzen für Center-Surround .....	102
6.4	Auswirkungen auf das Modell .....	103
6.5	Entwicklungsumgebung und Parameter .....	104
6.6	Simulation von Antworten auf FIS-Reize .....	108
6.6.1	Simulation Purkinje-Shift.....	108
6.6.2	Simulation Geschwindigkeitsreihe .....	111
6.6.3	Simulation Helligkeitsreihe .....	114
6.7	Zusammenfassung zur Simulation.....	117
<b>7</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>119</b>
7.1	Scannermessungen .....	119
7.2	Mögliche Komponenten der FIS-Antworten .....	124
7.3	Zusammenhang von Scanner- und FIS-Messungen .....	126
7.4	Lineare und nichtlineare Komponenten des FIS ERG .....	128
7.5	Ursprung der FIS-Antwort .....	131
7.6	Ergebnisse zu Fehlsichtigkeiten.....	137
7.7	Vergleich mit früheren FIS-Messungen.....	138
7.8	Zusammenfassung zur Diskussion .....	141

---

---

<b>8</b>	<b>Nachwort</b> .....	<b>143</b>
<b>9</b>	<b>Verzeichnisse</b> .....	<b>145</b>
9.1	Abbildungen .....	145
9.2	Tabellen .....	151
9.3	Formeln .....	152
<b>10</b>	<b>Literatur</b> .....	<b>153</b>
<b>11</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>160</b>
11.1	SESA-Funktionsbibliothek.....	160
11.2	IDL-Prozeduren.....	196
<b>12</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>200</b>

---





## Vorbemerkung

Als ich 1991 mit dieser Arbeit begann, hatte ich direkt zuvor meine Diplomarbeit bei Prof. Gemperlein abgeschlossen. Darin hatte der Schwerpunkt auf der spektralen Bildanalyse anhand fourierinterferometrischer Beleuchtung gelegen und die Möglichkeit, diese relativ neue Form der Reizlichterzeugung zur Messung am biologischen Objekt einzusetzen, war sehr reizvoll. In den bisherigen Untersuchungen in seinem Labor hatten Gemperlein und seine Mitarbeiter interessante Anknüpfungspunkte für weitere Arbeiten gefunden. Vor die Wahl gestellt, die Farbverarbeitungsmechanismen im Komplexauge der Schmeißfliege (*Calliphora Erythrocephala*) oder der menschlichen Retina zu untersuchen, entschied ich mich für die Retina des Menschen, ohne zu wissen, auf was ich mich dabei einließ.

Die mathematischen Grundlagen zur Aufbereitung und Interpretation hatte ich ja bereits mit meiner Diplomarbeit verinnerlicht, deshalb ging ich von zügigen Fortschritten aus. Zunächst musste allerdings die Versuchsanordnung auf die hohen Anforderungen für Humanmessungen angepasst werden, was sich deutlich schwieriger als vermutet erwies. Dazu mussten auch die Hardwarekomponenten den gestiegenen Anforderungen angepasst und die Rechnerprogramme entsprechend erweitert werden. Als dies gelungen war, galt es, die Messprozedur zu optimieren und geeignete Versuchsparameter zu entwickeln. Und obwohl all dies natürlich zum normalen wissenschaftlichen Arbeiten gehört, braucht es vor allem eines, mit dem ich – zumindest in diesem Umfang – nicht gerechnet hatte: Zeit!

Das Ende meiner mir selbst vorgegebenen Promotionsdauer rückte näher und näher, und gleichzeitig schoben sich andere Schwerpunkte neben der wissenschaftlichen Arbeit immer weiter in den Vordergrund: zum einen wuchs die Familie, wollte betreut und ernährt werden, zum anderen stiegen die Anforderungen des inzwischen eingeschlagenen Berufs. Entsprechend blieb immer weniger Zeit für die Wissenschaft, und im Freundeskreis war die nicht enden wollende Promotion ein immer wieder gern genutzter Anlass für Scherze.

Mich hat das Thema all die Jahre derart fasziniert, dass zumindest für mich nie ein Zweifel daran bestand, dass ich diese Arbeit zu Ende führen würde. Die Komplexität des Untersuchungsgegenstandes hat mich jedoch auch immer wieder bescheiden werden lassen, was die Vorstellung angeht, ein solch komplexes Netzwerk wie die Retina sei im Rahmen dieser Arbeit in Einzelheiten beschreibbar. Sicher ist, dass die fourierinterferometrische Stimulation (FIS) neue und faszinierende Aufschlüsse über

---

die Verarbeitungsmechanismen der Retina gibt, die mit anderen Methoden so nicht zu gewinnen sind. Um die vielen Komponenten der Retina genau beschreiben zu können, muss die Methode jedoch noch weiterentwickelt werden. Die Ergebnisse meiner Arbeit bieten verschiedene Ansatzpunkte dazu und ich hoffe, auch zukünftig an der Optimierung der FIS-Untersuchungen mitwirken zu können.

---

# 1 Zusammenfassung der Arbeit

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Untersuchung der Farbwahrnehmung durch die menschliche Retina. Dabei wird die durch Gemperlein (Gemperlein 1980) entwickelte Fourier Interferometrischen Stimulation (FIS) eingesetzt, bei der die in einer Lichtquelle enthaltenen spektralen Anteile durch ein linear angesteuertes Michelson-Interferometer mit einer jeweils spezifischen Frequenz moduliert werden. Mit Hilfe der Fouriertransformation kann aus der Ableitung eines solchen Reizes eine Amplituden- und eine Phasenantwort gewonnen werden. Diese Phasenantwort lässt zu einem Rückschlüsse auf die zeitlichen Dimensionen der Verarbeitung, zum anderen auf die zugrunde liegenden Verarbeitungsschritte in der Retina zu. Aufgrund erster Messungen durch Steiner (Steiner 1984) wurde vermutet, dass sich mit FIS die Verschaltung zu Gegenfarbkanälen untersuchen ließe. Daher wird in dieser Arbeit untersucht, ob und in wie weit es möglich ist, mit Hilfe des FIS-Reizes Aussagen über die Verarbeitung in den jeweiligen retinalen Schichten zu treffen.

Zuerst musste jedoch festgestellt werden, welche Schichten Antwortanteile zur FIS-Antwort beisteuern. Dazu wurden zum einen Arbeiten anderer Autoren ausgewertet, die mit sinusförmigen Ganzfeld- und Musterreizen die linearen und nichtlinearen Antwortkomponenten untersucht haben. Neben einer Reihe von klinischen Studien wurden auch in vivo und in vitro Untersuchungen anderer Wirbeltiere analysiert.

Es wurde festgestellt, dass die Antwort auf den FIS-Stimulus in der "Outer Plexiform Layer" (OPL) genannten Schicht erzeugt wird, in der neben den Rezeptoren die Horizontalzellen angeordnet sind. Bei Fischen wurden bereits Messungen durchgeführt die zeigen, dass Horizontalzellen in genau der Art und Weise auf spektrale Reize antworten, wie es von den Gegenfarbkanälen vermutet wird.

Da bei FIS-Messungen Wellenlängen in Frequenzen codiert werden, war es wichtig Aussagen zum Frequenzgang der an der FIS-Antwort beteiligten Teilsysteme machen zu können. Deshalb wurden eine Reihe von Messungen mit einem Scanner durchgeführt, bei dem weißes und farbiges Reizlicht sinusförmig mit unterschiedlichen Frequenzen moduliert wurde. Bei diesen Untersuchungen zeigte sich, dass alle Messungen sehr gut simuliert werden können, wenn von 5 Teilsystemen ausgegangen wird. Anhand der Ergebnisse wurde gefolgert, dass die Teilsysteme folgenden Strukturen zugeordnet werden können:

- 1. Stäbchen,
- 2. Zapfen,

- 3. Pupille,
- 4. und
- 5. zwei antagonistisch wirkende Teilsysteme, die jedoch aufgrund von Scannermessungen allein nicht exakt zuzuordnen sind.

Dies ist allerdings ein erster direkter Hinweis auf komplexe Verarbeitungsfunktionen, die mit sinusförmigen Reizen gemessen werden können.

Die FIS-Messungen mit weißem und farbigem Reizlicht zeigen anhand der Amplituden- und Phasenantworten deutlich, dass sich die Antwort auf den FIS-Reiz nicht nur aus Reaktionen der Rezeptoren zusammensetzen kann. Dieses Ergebnis deckt sich mit den Untersuchungen zum Entstehungsort der FIS-Antwort. Bei Messungen mit weißem Reizlicht wurde gezeigt, dass sich mit dem FIS-Reiz der Purkinje-Effekte erstmals elektrophysiologisch einfach nachweisen läßt, der bisher schon mit anderen meist psychophysischen Untersuchungsmethoden beschrieben wurde. Sehr interessant ist, dass die Antworten auf farbiges Reizlicht deutlich stärker ausfällt als auf weißes Reizlicht. Auf die Deutung dieses Effekts wird in 7.2 näher eingegangen.

Die Antworten auf farbiges Reizlicht zeigen für ein und dieselbe Filtereinstellung, abhängig von der Beleuchtungsstärke und der Modulationsgeschwindigkeit, deutlich unterschiedliche Maxima. Diesen Maxima können Phasenantworten zugeordnet werden, deren Lage nicht ausschließlich auf veränderte Verarbeitungsgeschwindigkeit zurückzuführen sein kann, da die Phasenlage der Maxima jeweils deutlich voneinander abgesetzt ist.

Um die der FIS-Antwort zugrunde liegenden Mechanismen besser deuten zu können, wurde ein Modellsystem entwickelt, damit die verschiedenen Ergebnisse, die in dieser Arbeit vorgestellt werden, zu simulieren. Dieses Modell baut auf dem Color Coding Modell von Paulus (Paulus et.al. 1982) auf und geht von 8 grundlegenden Annahmen zu Aufbau und Funktion der Retina sowie den wahrscheinlichen Verschaltungsfunktionen für die komplexen Kanäle RG- (Rot-Grün-), BY- (Blau-Gelb-) und den Luminanzkanal aus. Erweitert wird das Modell durch eine Reihe weiterer Parameter, die den Einfluß von Reizstärke, Reizfrequenz, nichtlinearer Verstärkung sowie genetischen Varianzen Rechnung tragen sollen. Das Modell berücksichtigt folgende Teilsysteme: Stäbchen, Blau-, Grün- und Rot-Zapfen (S-, M- und L-Zapfen), Rot-Grün-Gegenfarbkanal, Blau-Gelb-Gegenfarbkanal sowie den Luminanzkanal. Für jedes Teilsystem kann eine spezifische Verzögerung sowie eine Gewichtungsgröße angegeben werden.

Simuliert wurden die Ergebnisse zu Purkinje-Shift, der Geschwindigkeitsreihe sowie der Helligkeitsreihe. Wegen der vektoriellen Betrachtung musste dabei nicht nur wie in anderen Arbeiten eine Amplitudenantwort hinreichend gut simuliert, sondern gleichzeitig unter Verwendung derselben Parameter der Phasenverlauf einer Messung nachgebildet werden. Es zeigt sich, dass die Simulation mit dem beschriebenen Set an

Parametern immer qualitativ, meist sogar quantitativ in guter Übereinstimmung mit den betrachteten Messungen ist.

Trotz bekannter Fehlsichtigkeit eines Probanden konnten alle Messungen mit einem konstanten Rezeptorverhältnis S:M:L von 15:51:34 simuliert werden. Dieses Ergebnis stimmt mit der Beobachtung überein, dass die Anzahl der retinalen Zellen jeweils deutlich variieren kann, ohne dass pathologische Befunde auftreten (Williams et.al. 2003). Ein weiteres wichtiges Ergebnis ist, dass die in den Messungen beobachteten Sprünge im Phasenverlauf ausschließlich über antagonistisch wirkende Teilsysteme bzw. über Verschaltungen mit negativem Vorzeichen zu erklären sind.

Durch das Modell zur Simulation von FIS-Messungen konnten frühere Untersuchungen neu bewertet werden. Offensichtlich schwanken die Anteile der FIS-Teilsysteme an der Gesamtantwort zwischen den Probanden stark. Ein besonders auffälliges Beispiel einer FIS-Antwort konnte für Amplituden- und Phasenspektrum simuliert werden, indem der Anteil der Rezeptoren an der Gesamtantwort vollständig unterdrückt wurde, so dass lediglich die komplexen Kanäle für RG, BY und Luminanz Anteile beisteuern (siehe 7.7).

Durch die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass sich mit der Fourierinterferometrischen Stimulation als Reizform für ERG-Untersuchungen eine Vielzahl von qualitativen und quantitativen Aussagen zur Funktion der Retina machen lassen, die auch für die klinische Forschung von Bedeutung sind.

---



## 2 Einleitung

Von allen Sinneseindrücken hat sicher die Wahrnehmung von optischen Reizen eine besondere Bedeutung für den Menschen. Das Wahrnehmen von Formen, Farben und Bewegungen wird von den meisten Menschen spontan als die wichtigste Sinnesleistung genannt. Von allen visuellen Reizen hat wiederum die Farbwahrnehmung einen besonderen Stellenwert, denn neben den unmittelbar überlebenswichtigen Funktionen sprechen Farben auch emotionale und ästhetische Seiten beim Wahrnehmenden an.

Allen Forschungen des Phänomens Farbe liegen zwei elementaren Fragen zugrunde:

- Was ist die physikalische, quasi objektive Natur von Farbe?
- Wie nehmen wir Farbe wahr, wie entsteht also der subjektive Farbeindruck?

Während die Klärung der ersten Frage nur über physikalische Experimente erreicht werden konnte, kamen zur Untersuchung der zweiten Frage in den letzten Jahrhunderten unterschiedliche Ansätze zum Tragen. Eine Gruppe von Wissenschaftlern, zu der z.B. von Goethe, Pukinje und Hering gehören, begann ihre Forschungen mit der Beschreibung von visuellen Phänomenen und versuchte, daraus Rückschlüsse auf die zu Grunde liegenden Mechanismen zu ziehen. Dagegen betonten andere wie Newton, Young, Helmholtz und Fechner besonders die experimentellen Techniken. Diese Untersuchungen waren zwar weitgehend auf psychophysische Experimente beschränkt, jedoch wurden dabei ab Anfang des 20. Jahrhunderts die phänomenologischen Aspekte weniger betont und die physikalischen und physiologischen Aspekte mehr. Mit Hilfe von Experimenten sollten verschiedene Eigenschaften des visuellen Systems entdeckt werden, denen dann retinale Prozesse zugeordnet werden sollten.

Die Ergebnisse auf dem Gebiet der Nervenleitung wurden in eine Theorie zur Farbwahrnehmung aufgenommen (Hecht 1929), bei der Überprüfung der Theorie war man jedoch wieder auf psychophysische Methoden bzw. histologische Untersuchungen beschränkt. Es war zwar möglich, die Gesamtaktivität des Auges mit Corneaelektroden abzuleiten, aber eine direkte Messung retinaler Verarbeitungsaktivitäten, wie sie die Theorie forderte, führt jedoch in vivo zwangsläufig zur Zerstörung des visuellen Apparates. Somit ist man für in vivo Untersuchungen bis heute nahezu ausschließlich auf Tierexperimente angewiesen, um z.B. mit intrazellulären Ableitungen die einzelnen retinalen Schichten und deren Verarbeitungsfunktionen zu untersuchen. Über den Vergleich von psychophysischen Experimenten bei Mensch und Tier schließt man dann auf Gemeinsamkeiten mit dem humanen Sehsystem zurück. In einigen wenigen Fällen gelang es, nach Augenamputationen das Organ lange genug künstlich am Leben zu erhalten, um eine Reihe von Ableitungen in einem quasi in vivo Stadium durchzuführen.

ren. Als Reizform kommen für alle Untersuchungen Lichtblitze oder komplexe Musterreize zum Einsatz.

Basierend auf einer Idee aus dem Jahre 1969 entwickelte Gemperlein mit seinen Mitarbeitern ab 1977 eine neue Methode der visuellen Reizung, die Fourier Interferometrische Stimulation (FIS). Dabei werden statt Lichtblitzen oder Musterreizen räumlich homogene, sinusförmig modulierte Reize unterschiedlicher Frequenzen und spektraler Zusammensetzung verwendet. Dieses Verfahren wurde erfolgreich zur Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit bei Tieren (intrazelluläre Ableitung) und Menschen (Corneaelektroden) angewendet (Gemperlein 1980, Gemperlein et.al. 1982, Steiner 1984). Mit FIS wurde in der Arbeitsgruppe von Gemperlein eine bis dahin unbekannte Feinstruktur in den spektralen Empfindlichkeitskurven des Fliegen-Komplexauges für den UV-Bereich nachgewiesen (Paul 1981). Diese Beobachtung konnte später mit einer besonders angepassten Versuchsanordnung und der klassischen Monochromator-Reizung bestätigt werden (Kirschfeld et.al. 1983).

Neben der Information zur spektralen Empfindlichkeit liefert FIS jedoch gleichzeitig auch sehr genaue Informationen zur zeitlichen Reaktion des untersuchten Systems auf den Reiz. In ersten Messungen am Menschen (Adamczyk et.al. 1982, Gemperlein et.al. 1983) konnte gezeigt werden, dass sich trotz der integrativen Ableitung an der Cornea signifikante Unterschiede in der Reaktion auf unterschiedliche spektrale Reize nachweisen ließen.

Den Anstoß zu dieser Arbeit gab die Frage, welchen retinalen Ursprung die Reaktion auf den FIS-Reiz hat. Insbesondere aufgrund der Phaseninformation, also dem zeitlichen Antwortverhalten der Retina für verschiedene Spektralbereiche, lag die Vermutung nahe, dass zumindest eine weitere Komponente mit komplexen Verarbeitungsfunktionen an der Entstehung der FIS-Reaktion beteiligt ist.

Diese Arbeit beschreibt zunächst, wie die bestehende Messanordnung für die Untersuchung am Menschen optimiert wurde. Dann wird eine Analyse zum Ursprung der einzelnen Komponenten der FIS-Antwort angeschlossen und ein Modell entwickelt, das die Ergebnisse der FIS-Messungen nachbildet. Weiterhin werden bekannte Effekte aus Untersuchungen zur Farbwahrnehmung anhand der gewonnenen FIS-Ergebnisse interpretiert und die Auswirkungen von Farbfehlsichtigkeiten beschrieben. Schließlich werden anhand der Ergebnisse dieser Arbeit weiterführende Fragestellungen zur retinalen Farbverarbeitung beim Menschen diskutiert.

---



## 3 Grundlagen

In diesem Kapitel werden kurz die Grundlagen für die in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Untersuchungen erläutert. Dies sind zum einen die Entwicklung der unterschiedlichen Farbwahrnehmungsmodelle und deren Synthese zu dem aktuellen Bild von den Vorgängen im Auge und im Gehirn. Weiterhin sollen die Zelltypen der Retina kurz vorgestellt werden, da ihre spezifischen Eigenschaften wichtig sind für die Einordnung der Ergebnisse, die in dieser Arbeit beschrieben werden.

Außerdem werden die Grundlagen zur hier verwendeten Messmethode der Fourier-Interferometrischen Stimulation dargelegt.

### 3.1 Grundlagen zu Farbwahrnehmungsmodellen

In diesem Abschnitt werden die wichtigsten Modelle zur Farbwahrnehmung vorgestellt und ihre Entstehungsgeschichte kurz skizziert. Es wird geschildert, wie die sich scheinbar widersprechenden Ansätze in einer einheitlichen Sichtweise zusammengefasst werden können, die dann in Beziehung zum Thema dieser Arbeit gesetzt wird.

#### 3.1.1 Newton-Young-Helmholtz, die trichromatische Theorie

Newton's (1642-1727) Forschungen führten im 18. Jahrhundert durch die Analyse der physikalischen Hintergründe des Phänomens Farbe zu einer ersten Farbtheorie. Er entdeckte (Newton 1704), dass sich weißes Licht aus verschiedenen unterscheidbaren Spektralfarben zusammensetzt. Indem er Licht durch ein Prisma lenkte, stellte er einen Zusammenhang zwischen Farbe und Brechungsindex her und führte damit die Brechung als ein wichtiges Instrument zur Farbanalyse ein. Außerdem stellte er fest, dass sich Farben durch Komposition erzeugen lassen, wobei gleiche Farben auf unterschiedliche Weise vermischt werden können. Newton glaubte an die Ähnlichkeit zwischen Farben und den Tonintervallen einer Oktave und ging daher davon aus, dass es sieben unterschiedliche homogene Farben gibt (rot, orange, gelb, grün, blau, indigo und violett).

Die sich ergebende Frage nach der Anzahl der existierenden Farben kann unterschiedlich gestellt werden, nämlich als die Frage nach

- der Anzahl der reinen Farben im Spektrum, oder
- der Zahl der elementaren physiologischen Prozesse, oder

- der Anzahl ebenmerklicher Farbunterschiede innerhalb des Spektrums.

Bis ins 18. Jahrhundert beschäftigte sich die Wissenschaft hauptsächlich mit der ersten Frage. Der Physiker Thomas Young (1773-1829) schlug 1801 mit seiner Theorie der Farbempfindung, die eine Weiterentwicklung der Newtonschen Wellentheorie war, den Bogen von der Natur der Farbe hin zu den physiologischen Prozessen, die der Farbwahrnehmung zugrunde liegen.

Bereits Kepler und Leonardo da Vinci betonten die Ähnlichkeit des Auges mit einer *camera obscura* und Kepler folgerte, dass die Retina das perzeptive Organ sei, da durch die Linse auf der Retina ein (spiegelverkehrtes) Abbild zu sehen ist. Young folgerte nun, dass in der Retina ein physikalischer Mechanismus implementiert sein müsse, da nicht ein einziger Punkt auf der Retina gleichzeitig alle verschiedenen Bestandteile des Spektrums weiterleiten kann. Er ging von verschiedenen retinalen Substanzen aus, die die "Vibrationen" des Lichts aufnehmen. Da die Anzahl nicht zu groß sein kann, postuliert er drei Systeme, aus deren gemeinsamer Reizung mit jeweils unterschiedlichen Intensitäten sich alle Farbeindrücke komponieren lassen sollen. Da Young davon ausging, dass die Wahrnehmung den Regeln der subtraktiven Farbmischung folgte, vermutete er als Farbvalenzen für diese Systeme Rot, Gelb und Blauviolett. Allerdings fehlte eine Methode, um die Empfindlichkeitskurven exakt zu bestimmen. Aufgrund von phänomenologischen Untersuchungen von Farbfehlsichtigkeiten konnten jedoch indirekte Hinweise auf die Gestalt dieser Grundspektralkurven gewonnen werden.

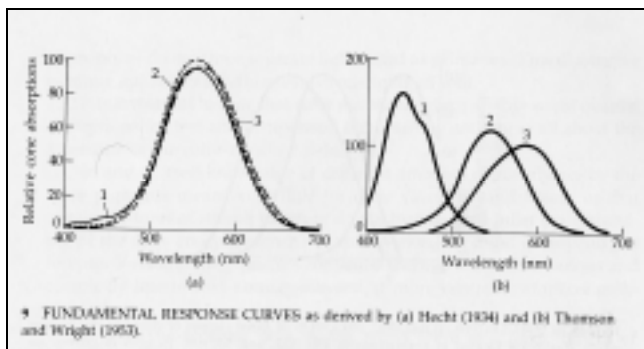


Abb. 3-1: Antwortkurven der 3 Farbrezeptoren im menschlichen Auge nach (a) Hecht, 1934 und (b) Thomson and Wright 1953 (aus Hurvich 1981, S. 121)

Die Theorie von Young blieb aber solange relativ unbeachtet, bis sie von Helmholtz (1821 – 1894) wiederentdeckt wurde. Er bestätigte die Theorie durch seine Farbmisch-Experimente, wies aber auch darauf hin, dass die trichromatische Theorie um eine weitere Annahme ergänzt werden muss, nämlich dass ein Farbreiz alle drei Systeme gleichzeitig, jedoch in unterschiedlichem Maße erregen

muss, damit auch Zwischenfarben wahrgenommen werden können. Der Nachweis, dass diesen Grundspektralkurven genau 3 Sehpigmente zugrunde liegen und die Bestimmung ihrer Absorptionsspektren war jedoch schwierig.

Die für die Wahrnehmung von Farben zuständigen Zapfen kommen nahezu ausschließlich im zentralen Netzhautbereich vor, dort jedoch so dicht gedrängt, dass eine Trennung unmöglich war. Daher war man zur Bestimmung der Kurven ausschließlich auf Experimente zur Farbmischung angewiesen (Hecht 1934; Thompson et al. 1953), die oft zu recht unterschiedlichen Ergebnissen führten. Allerdings ließ die trichromati-

sche Theorie einige Fragen unbeantwortet. So konnte aus der Dreifarben­theorie nicht das Auftreten von farbigen Nachbildern erklärt werden. Außerdem war es auffällig, dass in den meisten Sprachen der Welt genau 4 Grundfarben benannt werden können: Rot, Grün, Blau und Gelb.

### 3.1.2 Hering, die Gegenfarben-Theorie

Ernst Mach (1865) wies auf das Problem hin, dass eine Mischung von reinem Rot und von reinem Grün eine gelbe Farbe ergibt und nicht ein rötliches Grün, wie die Young-Helmholtz-Theorie vorhersagen würde. Gleiches gilt für Blau und Gelb, was in Mischung kein gelbliches Blau ergibt, sondern Grün. Das Machsche Prinzip des psychophysischen Parallelismus (jedem Psychischen entspricht ein Physisches und umgekehrt) schien hiermit verletzt. Die Grundfarben mussten also eine fundamentale Bedeutung bei den zugrunde liegenden physiologischen Prozessen spielen.

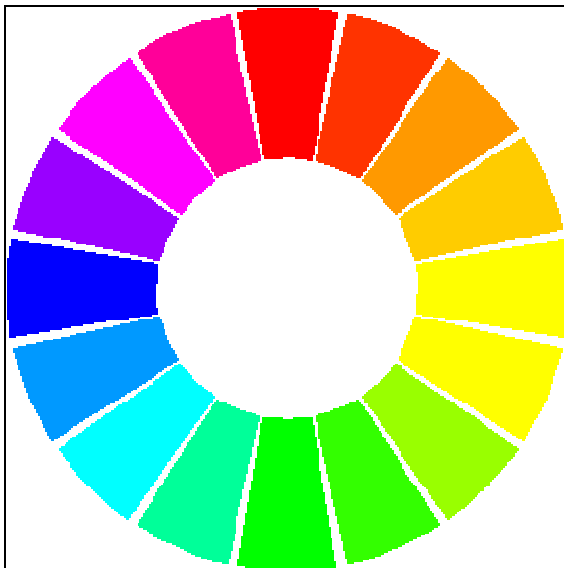


Abb. 3-2: Farbkreis nach Herings Gegenfarbtheorie

Hering (1874) zeigte durch Farbmischversuche, dass alle Farben zwischen diesen Hauptfarben auf natürliche Weise angeordnet werden können (siehe Farbkreis). Allerdings existieren jeweils Paare von *Gegenfarben*, zwischen denen keine Übergänge möglich sind. Deshalb gebe es keinen Übergang zwischen Rot und Grün. Später vertrat er die Ansicht, dass Blau und Gelb die fundamentalen Farben sind, da die eine Hälfte des Spektrums bläulich ist und die andere gelblich. Reines Grün unterteilt diese beiden Abschnitte und reines Rot ist nicht im Spektrum vertreten. Hering ging von drei verschiedenen Substanzen

in der Retina aus, von denen jede durch metabolische oder chemische Veränderung in eine von zwei entgegengesetzten Richtungen verändert werden kann: die Schwarz-Weiß-Substanz, die Blau-Gelb-Substanz und die Rot-Grün-Substanz. Außerdem sollten alle drei Prozesse immer auch den Schwarz-Weiß-Prozess erregen.

### 3.1.3 Die Duplizitätstheorie, Helligkeits- und Farbsehen

Die Duplizitätstheorie stammt von v. Kries (1894) und postuliert, dass für das Dämmerungssehen die Stäbchen verantwortlich sind, während der visuelle Eindruck bei normalem Tageslicht durch die Zapfen vermittelt wird. Der Aufbau der Retina und die Beziehung zwischen Zapfen und Stäbchen wurden zuerst von H. Müller (1851) beschrieben, der (zusammen mit Kölliker) zu dem Schluss kam, dass zwei verschiedene Rezeptorarten auf der Retina angesiedelt sind. Müller entdeckte außerdem den Sehpurpur in den Stäbchen.

Max Schultze (1866) zeigte, dass die Stäbchen vor allen in der Netzhautperipherie auftreten und für die periphere Wahrnehmung verantwortlich sind. Zapfen fehlen in der Retina von einigen nachtaktiven Tieren. Daher teilte Schultze den Stäbchen die Rolle des Nachtsehens zu und den Zapfen die des Tagessehens.

Purkinje stellte fest, dass sich das Maximum der spektralen Empfindlichkeit in Abhängigkeit von der Beleuchtung veränderte (Purkinje-Shift). Boll (1876) fand heraus, dass der Sehpurpur unter Lichteinwirkung gebleicht wird. Die Bildung von Sehpurpur konnte daher als ein Mechanismus der Dunkeladaptation betrachtet werden und das Phänomen der Purkinje-Shifts erklären. Schließlich konnte König die Absorptionsspektren von Sehpurpur und Seh-Gelb bestimmen und zeigen, dass das Purkinje-Phänomen weitgehend mit den Unterschieden, die aufgrund der Absorptionsspektren zu erwarten sind, übereinstimmen. Von Kries integrierte alle diese Befunde zu seiner Duplizitätstheorie, die seitdem allgemein anerkannt ist.

### 3.1.4 Die Synthese der Theorien

Die Synthese aller phänomenologischen Ergebnisse war erst möglich, nachdem verstärkt physikalische und physiologische Untersuchungsmethoden angewendet wurden. Diese Entwicklung ging einher mit dem Verzicht auf spekulative Theorien. Stattdessen konzentrierte man sich auf Eigenschaften des visuellen Systems, die sich mittels Experimenten und physiologischen Methoden untersuchen ließen.

Donders (1881) schlug vor, dass die Young-Helmholtzsche Theorie auf der Ebene der Netzhaut Gültigkeit besäße, während die anderen "einfachen" Farben erst im Gehirn gebildet werden. Obwohl es sechs Grundfarben gäbe, reichten daher drei spezifische Sinnesenergien aus. Gelb entstünde dann beispielsweise, wenn im Gehirn gleichzeitig Rot und Grün erregt werden.

Aber erst 1964 gelang es zwei Gruppen von Wissenschaftlern (Brown et al. 1964; MacNicholle 1964), die Netzhaut von Menschen und Affen unter dem Mikroskop so zu präparieren, dass einzelne Zapfen bestrahlt werden konnten. Wald erhielt hierfür 1967 den Nobelpreis für Medizin. Durch Bestimmung des durch die Netzhaut wieder austretenden Lichts wurde die Transmission in Abhängigkeit von der Wellenlänge gemessen. Die verwendete Lichtmenge musste sehr gering sein, um den Sehfärbstoff nicht zu

stark zu bleichen. Auf der anderen Seite war so das Signal nur schwer im Rauschen des Photoempfängers und des Versuchsaufbaus zu erkennen.

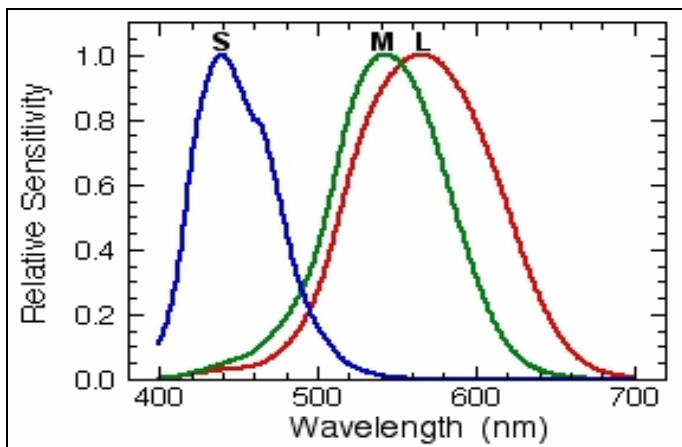
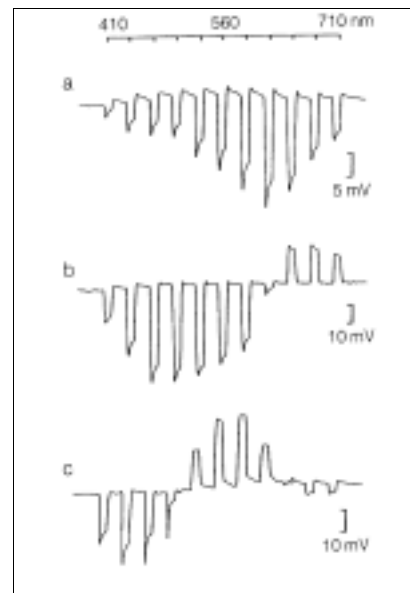


Abb. 3-3: Oben.: Microspektralphotometrische Bestimmung der Rezeptor-empfindlichkeiten (aus DeMarco, 1992)

Abb. 3-4: Rechts, Mono-, bi- und triphasische Reaktion von Horizontalzellen im Karpfen (Toyoda 1982)



Durch diese Messungen konnte bestätigt werden, dass es Zapfen mit drei unterschiedlichen Absorptionsspektren gibt. Ihre Maxima liegen etwa bei 445nm (S = short), 535nm (M = middle) und 575nm (L = long). Weiterhin konnte die Verteilung von Zapfen und Stäbchen innerhalb der Retina bestimmt werden.

Ableitungen an Horizontalzellen (H-Zellen) von Fischen und Reptilien ergaben, dass diese unterschiedlich auf Reizung in Abhängigkeit von der Wellenlänge des Reizlichtes reagierten. Bei einigen Wellenlängen trat eine Hyperpolarisierung auf, während dieselbe Zelle auf andere Wellenlängen mit Depolarisierung reagierte. (Tomita 1965, Fuortes et al. 1974, Leeper et al. 1982). Weitere Untersuchungen zeigten, dass vor allem zwei Typen dieser so genannten chromatischen (oder C-Type) H-Zellen gefunden wurden: solche, mit biphasischer Reaktion und solche, mit triphasischer Reaktion. Selten wurden auch monophasische H-Zellen entdeckt.

1966 gelang es DeValois (DeValois et al. 1966, 1971). durch extrazelluläre Ableitung von LGN1 Zellen bei Rhesusaffen nachzuweisen, dass die Gegenfarbinformation zur Farbverarbeitung in höhere Schichten des visuellen Kortex weitergeleitet wird. Er fand Ganglienzellen, die nach folgenden Mustern auf Farbreizung reagierten, wobei "+" Stimulation und "-" Inhibition durch das jeweilige monochromatische Licht bedeutet

- +Yellow-Blue,
- +Blue-Yellow,
- +Red-Green
- +Green-Red

Sowohl zu der Theorie des trichromatischen Farbensehens wie zur Gegenfarbtheorie lassen sich also nicht nur psychophysische, sondern auch physiologische Strukturen und Mechanismen finden. Auf Rezeptorebene existieren drei Grundfarbvalenzen Rot, Grün und Blau, während in den folgenden Schichten der Retina aus der Verschaltung dieser Grundfarben ein Mechanismus zur Farbverarbeitung nach einem Vierfarbssystem aus 2 Farbkanälen mit jeweils 2 Antagonisten entsteht. Grundsätzlich steigt die Komplexität zur Farbverarbeitung abhängig von der retinalen Schicht, bis schließlich im Nucleus geniculatum laterale (NGL) hoch spezialisierte Funktionen ausgebildet sind.

Wichtig ist jedoch zu betonen, dass physiologische Messungen ausschließlich an Tieren durchgeführt wurden. Da bisher keine nichtinvasive Methode bekannt war, retinale Verschaltungsmechanismen ohne den Einsatz von psychophysischen Verfahren (also unter Mitwirkung des Probanden) zu untersuchen, existieren nur sehr wenige Arbeiten, die allesamt auf Messungen an extrahierten menschlichen Augen basieren. In diesen Fällen wurde das gesamte Auge aufgrund von fortgeschrittenem Glaukom entfernt und in einem aufwendigen Verfahren durch Perfusion in einer Nährlösung für Stunden am Leben erhalten. Die FIS-Methode bietet dagegen die Möglichkeit, ohne ein invasives Vorgehen Aussagen zur retinalen Verschaltung zu machen, wie im Folgenden gezeigt wird.

---

## 3.2 Aufbau und Organisation der Retina

Seit mehr als einem Jahrhundert werden Struktur und Organisation der Retina untersucht. Bereits am Ende des 19. Jahrhunderts leistete der spanische Neuroanatom Santiago Ramón y Cajal eine Vielzahl von Beiträgen, die noch heute wertvolle Hilfen zur Erforschung der Retina darstellen. Er erkannte als erster die Bedeutung der Retina auch als Modell für andere neuronale Zentren:

*"In fact, although its cells and fibers are essentially similar to those of other centers, they are arranged in a more regular fashion, different types of cells being distributed in distinctly separate layers. Furthermore, the limited size of their dendritic fields, the orientation of the axon (always well defined and descendant) and the presence of layers arranged expressly for intercellular connections (outer and inner plexiform layers) are fortunate circumstances which help to clarify the morphology and interrelations of neurons" (Rodieck 1973)*

Die vielleicht wichtigste Leistung Ramon y Cajals war es, die Bedeutung und den grossen Nutzen der Silbermarkierung als Methode zur Kennzeichnung und Untersuchung von retinalen Zellen zu erkennen. Diese Methode wurde um 1870 von Camillo Golgi entwickelt und von Ramon y Cajal intensiv zur Erforschung der neuronalen Organisation eingesetzt. Das Wissen um Morphologie und Organisation der Retina basiert bis in die heutige Zeit auf Ramon y Cajal (Ramon y Cajal 1892).

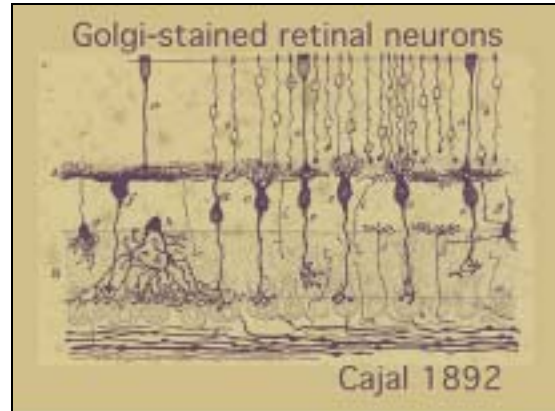


Abb. 3-5: Rechts, Foto von Santiago Ramón y Cajal (aus [webvision.med.utah.edu/OPL2.html](http://webvision.med.utah.edu/OPL2.html))

Abb. 3-6: Oben, Originalzeichnung Cajals von 1892 (aus [webvision.med.utah.edu/OPL2.html](http://webvision.med.utah.edu/OPL2.html))

Inzwischen sind für eine Vielzahl von Tierarten die retinalen Organisationsformen beschrieben worden, wobei wegen der guten Experimentalbedingungen besonders Fische, Schildkröten, und Halbaffen untersucht wurden.

Alle Vertebraten haben grundsätzlich denselben schematischen retinalen Aufbau: zwei Schichten mit ausgeprägten synaptischen Verknüpfungen (outer und inner plexiform layer, OPL, IPL) sind eingebettet in drei zelluläre Schichten (outer und inner nuclear layer, ONL, INL sowie die Ganglienzellschicht, GCL).

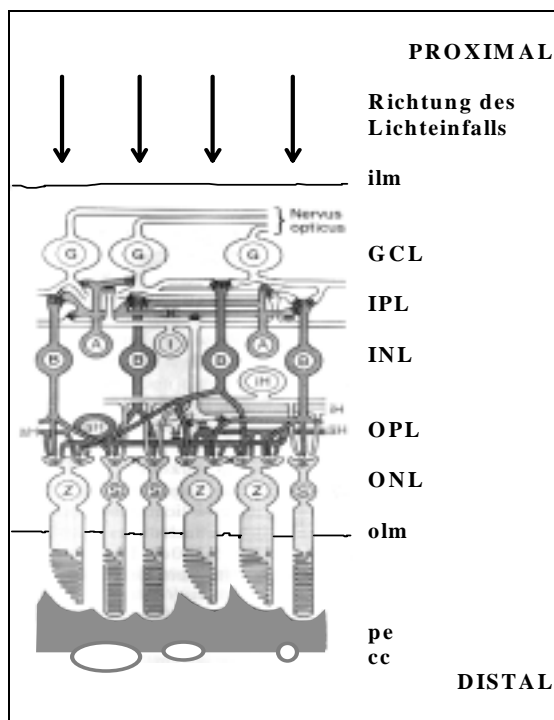


Abb. 3-7: Schematischer Aufbau der menschlichen Retina. Inner limiting membran (ilm); ganglion cell layer (GCL); inner plexiform layer (IPL), inner nuclear layer (INL); outer plexiform layer (OPL); outer nuclear layer (ONL) outer limiting membran (olm); Pigmentepithel (pe); Choriocapillaris (cc); Zapfen (Z); Stäbchen (S); innere Horizontalzellen (iH); äußere Horizontalzellen (äH); Bipolarzellen (B); Amacrinzellen (A); Interplexiformzellen (I); Ganglienzellen (G) aus: Chihak 1984.

Das ins Auge einfallende Licht dringt durch diese transparenten Schichten und wird von den distal angeordneten Rezeptoren aufgefangen. Die Rezeptoren sind die einzigen lichtempfindlichen Zellen der Retina, ihre Reaktion liegt jeder visuellen Antwort zugrunde. Neben den Rezeptoren finden sich 5 weitere Grundformen von neuronalen Zellen: Horizontalzellen, Bipolarzellen, Amacrinzellen, Interplexiformzellen und Ganglienzellen. Es gibt eine Reihe von Hinweisen, dass die mit der FIS-Methode erfassten Antworten aus dem Bereich des OPL stammen (z.B. Baker et al. 1988). In 6.1 wird darauf detailliert eingegangen. Hier werden nur diejenigen Zelltypen vorgestellt, die sowohl synaptische Verbindungen im OPL bilden als auch mit transienten Potentialänderungen auf Reize reagieren. Wegen der Eigenschaften des FIS-Reizes werden nur transiente Antworten erfasst. Neben den neuronalen Zellen kommen in der OPL spezielle Gliazellen vor, die sogenannten Müllerzellen. Neben stützen

den Eigenschaften sind sie für die Versorgung der neuronalen Zellen sowie für den extrazellulären Ionenhaushalt und somit für die Signalverarbeitung in der Retina von enormer Bedeutung.

### 3.2.1 Rezeptoren

Das visuelle System des Menschen basiert auf zwei Typen von Rezeptoren, die aufgrund ihrer morphologischen Eigenschaften Stäbchen und Zapfen genannt werden. Während die Stäbchen für die Hell-Dunkel-Wahrnehmung im Allgemeinen und aufgrund ihrer großen Lichtempfindlichkeit besonders für das Dämmerungssehen verantwortlich sind, dienen die Zapfen der Farbwahrnehmung. Beim Menschen können drei Zapfentypen unterschieden werden, die entsprechend ihrer jeweiligen Absorptionseigenschaften als Blau-, Grün- und Rotrezeptor bezeichnet werden (siehe auch Abb. 3-8). In Übereinstimmung mit anderen Autoren werden die Zapfentypen im Folgenden S-, M- und L-Rezeptoren oder –Zapfen (S = short, M = middle, L = long wavelength) genannt.

Entsprechend ihrer Bedeutung für die visuelle Wahrnehmung kommen die Zapfen im Wesentlichen am Ort der schärfsten Abbildung, dem zentralen Retinabereich, der Fo-



vea vor. Wie in Abb. 3-9 deutlich wird, umfasst dieser Bereich nur 1-2 Grad des Gesichtsfeldes, ca. 4mm im Durchmesser. Es wurde festgestellt, dass die Zapfenpopulation in der Fovea nahezu ausschließlich aus M- und L-Zapfen gebildet wird, wohingegen die S-Zapfen vorwiegend außerhalb der Fovea in der retinalen Peripherie vorkommen. Allerdings kommen außerhalb der Fovea verglichen mit den Stäbchen weniger Zapfen vor, so dass die Wahrnehmung dort fast ausschließlich über Stäbchen erfolgt.

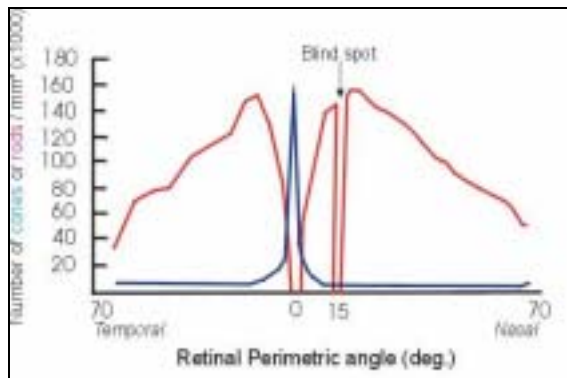


Abb. 3-9: Verteilung von Zapfen und Stäbchen entlang eines horizontalen Meridians der menschlichen Retina. (Zapfen\_Stäbchen\_verteilung.jpg, Hurvich 1982, S. 117)

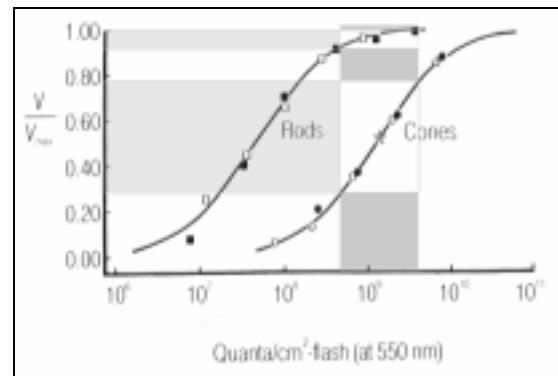


Abb. 3-10: Kennlinie von Zapfen und Stäbchen des Mudpuppy, ermittelt aus der Rezeptorantwort auf 550nm-Blitze (weiße Symbole: Individuum 1, schwarze Symbole: Individuum 2), aus Dowling 1973

Wichtig ist die Betrachtung der Kennlinien von Stäbchen und Zapfen, die sich entsprechend ihrer Funktion klar unterscheiden: während die Stäbchen ihren Arbeitspunkt (Zentrum des linearen Verlaufs, siehe Stern) bei weniger als  $10^8$  Q/cm<sup>2</sup> haben, liegt er für die Zapfen rund 100 mal höher. Stäbchen sind somit entsprechend rund 100 mal empfindlicher.

### 3.2.2 Horizontalzellen

Im Gegensatz zu den meisten Vertebraten ist in der Primatenretina nur eine morphologische Horizontalzellvariante bekannt. Diese ist gekennzeichnet durch ein kurzes, am Ende stark verzweigtes Axon, über das die Zelle von einer Vielzahl beider Rezeptortypen gereizt wird. Dendriten und Axonenden zeigen eine deutliche Spezialisierung bezüglich der Rezeptorkontakte. So haben bei der Katze die Dendriten ausschließlich Kontakt mit Zapfen, während die Axonenden nur mit Stäbchen gekoppelt sind (Kolb 1974). Es wird vermutet, dass in den Horizontalzellen die Verarbeitung der Reize von Zapfen und Stäbchen räumlich getrennt ist und nur eine geringe, durch das Axon abgeschwächte, Wechselwirkung zwischen Stäbchen und Zapfen stattfindet (Nelson 1977).

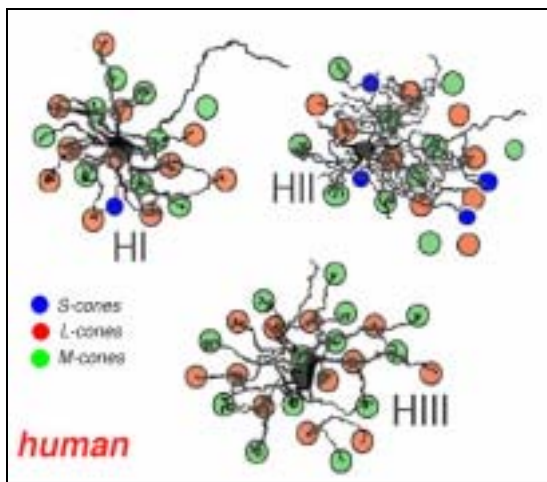


Abb. 3-11: Funktionale Typen von Horizontalzellen beim Menschen, Erläuterungen siehe Text (H1types.jpg, aus [webvision.med.utah.edu](http://webvision.med.utah.edu))

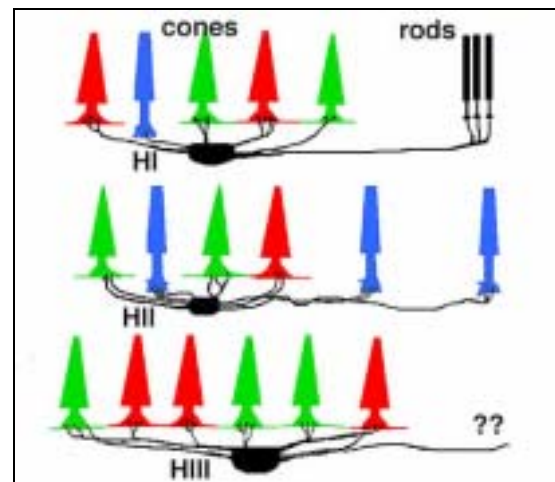


Abb. 3-12: Verschaltung der funktionalen H-Zellen, Erläuterungen siehe Text (H1-3sch.jpg, aus [webvision.med.utah.edu](http://webvision.med.utah.edu))

Es können Gruppen von Horizontalzellen unterschieden werden (siehe Abb. 3-11), die jeweils spezifische Rezeptorkontakte aufweisen. Die H1 genannten Horizontalzellen haben einen relativ starken Zellkörper und ein Netzwerk aus dicken, geraden Dendriten. Sie erhalten ihre Eingangssignale zum überwiegenden Teil von den M- und L-Zapfen und nur sehr vereinzelt von den S-Zapfen. Außerdem enden Axone von H1 ausschließlich an Stäbchen. Die zweite Klasse H2 weist einen kleineren Zellkörper sowie feine, stärker verzweigte Dendriten auf. Zwar kontaktieren H2-Zellen auch M- und L-Zapfen, aber die hauptsächlichsten Eingangssignale erfolgen durch S-Zapfen. Auch das Axon kontaktiert S-Zapfen. In Abb. 3-15 und Abb. 3-16 sind Morphologie und *in vitro* Ableitungen von H1- und H2-Zellen des Makaken beschrieben, die diesen Zusammenhang deutlich zeigen. Die H1-Zellen reagieren mit Hyperpolarisation auf Reizung der M- und L-Zapfen reagieren, während eine Reizung der S-Zapfen zu keiner Reaktion führt. Dagegen reagieren die H2-Zellen auf Reizung aller Zapfentypen mit Hyperpolarisation, auf Reize der S-Zapfen allerdings besonders stark. Unklar ist, ob diese starke Reaktion auf besondere Mechanismen bezüglich der S-Zapfen-Verschaltungen zurückzuführen ist oder lediglich Folge der besonders dichten Innervierung der Zelle durch S-Zapfen ist. Außerdem wurde ein Horizontalzellen-Typ H3 gefunden, der morphologisch den H1-Zellen sehr ähnlich ist, jedoch keinerlei Kontakt zu S-Zapfen aufweist und deutlich seltener auftritt.

Die Horizontalzellen kontaktieren mit den Rezeptorzellen über sog. Bandsynapsen (ribbon synapses). Diese liegen immer in einer Invagination am unteren Ende der Rezeptoren und meist folgt die Anordnung der beteiligten Zellfortsätze einem genauen Muster (siehe Abb. 3-13). Typischerweise setzen die Fortsätze zweier Horizontalzellen an je einer Seite der Bandsynapse an, während die zentraler gelegenen Fortsätze Dendriten von Bipolarzellen sind. Daher wird diese Struktur auch Triade genannt. Die Funktion dieser Struktur ist noch nicht klar. Möglich erscheint es, dass die Invagination eine abgeschirmte Interaktion zwischen den Fortsätzen von Horizontalzellen, Bipolarzellen und den Rezeptoren erlaubt. Es gibt Hinweise darauf, dass die Organisation von

rezeptiven Feldern in den Bipolarzellen eine Entsprechung zu der Dendritenanordnung in den Invaginationen darstellt (siehe Abb. 3-13).

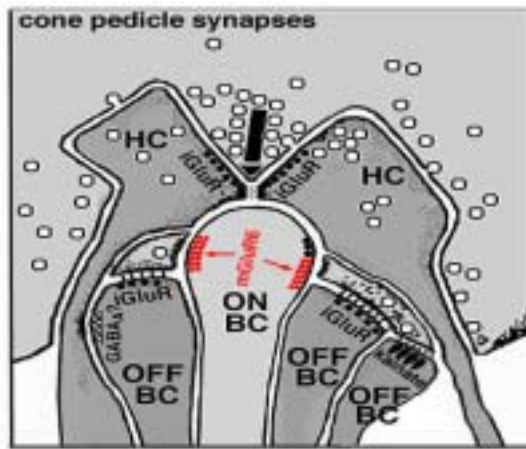


Abb. 3-13: oben, Schematische Darstellung einer sog. Triade. In der Invagination im Zapfenfuß enden Dendriten von Horizontalzellen (HC) sowie On- und Off-Bipolarzellen (BC). Zusätzlich sind die Synapsenarten angegeben (newtriad.jpg, aus Dacey 1996).

Abb. 3-14: rechts, Morphologie und Mosaikanordnung von H1- und H2-Zellen. (a) H1-Zellen, große Zellkörper, relative Dicke, gerade Dendriten. (b) H2-Zellen mit kleinen Zellkörpern und meandrierendem Dendritennetzwerk (aus Dacey 1996).

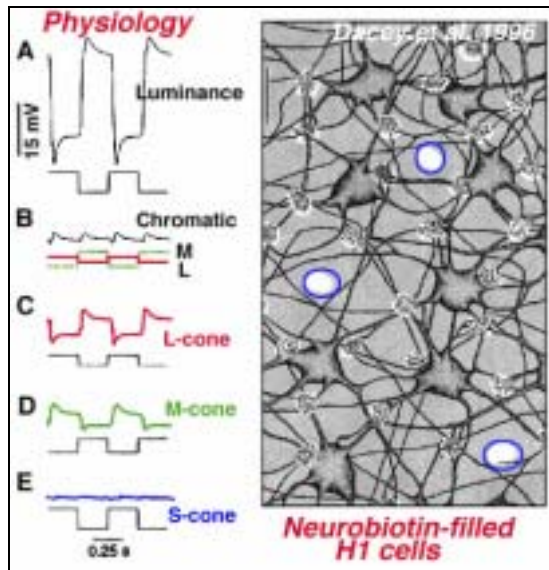
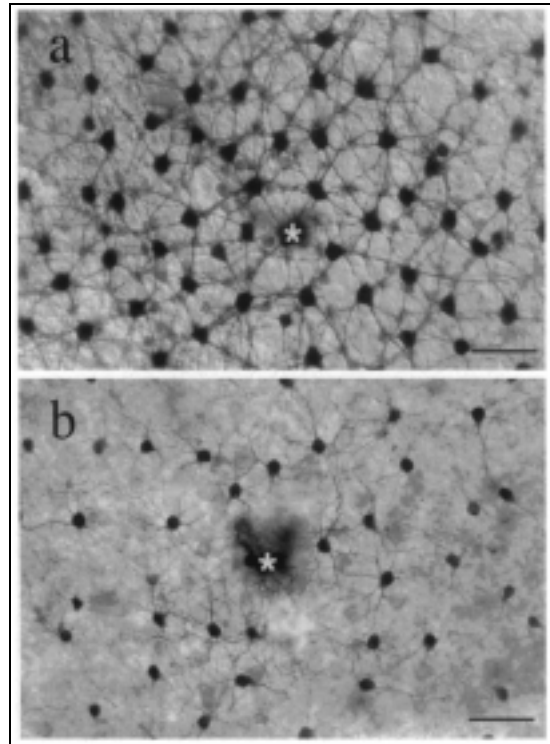


Abb. 3-15: Physiologie und Morphologie der H1-Zellen. Deutlich erkennbar sind als weiße Punkte die Zapfen. Die darin sichtbaren schwarzen Punkte sind Dendritenhaufen, die die Zapfen erviern. Die drei weißen Punkte sind demnach S-Zapfen, die nicht von H1-Zellen erviert werden (dachc1.jpg, aus Dacey1996)

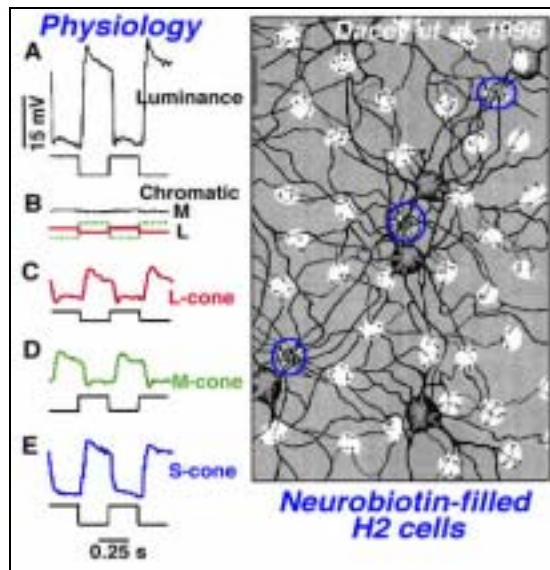


Abb. 3-16: Physiologie und Morphologie der H2-Zellen. Die weiß erkennbaren Punkte sind Zapfen (Wahrscheinlich M- und L-Zapfen), die durch die H2-Dendriten nur wenig erviert sind. Die drei gekennzeichneten Zapfen sind dagegen dicht erviert, was darauf hindeutet, dass es sich um S-Zapfen handelt. (dachc1.jpg, aus Dacey1996)

Wie bereits weiter oben erwähnt (siehe Abb. 3-4), wurden bei Ableitungen am Karpfen Horizontalzellen gefunden, die entsprechend dem Gegenfarbmodell abhängig von der Wellenlänge, nicht nur mit unterschiedlichen Antwortamplituden (monophasisch), son-

dem auch mit Hyper- oder Depolarisation (di- oder triphasisch) reagieren. Damit wurde bereits im Glied der Reizkette direkt nach der trichromatischen Verarbeitung durch die Rezeptoren die Verschaltung zur Präsentation im Farbraum des Gegenfarbmodells nachgewiesen.

Werden diese Befunde mit den Erkenntnissen zur Verschaltung von H1- und H2-Zellen mit den Rezeptoren kombiniert, so ergibt sich, dass lediglich H2-Zellen triphasisch reagieren können, da den H1-Zellen eine dritte spektral eindeutige Quelle fehlt. Allerdings können sowohl H1- wie H2-Zellen di- und monophasisch reagieren, je nach Verhältnis der verschalteten S-, M- und L-Zapfen - und natürlich in Abhängigkeit von der spektralen Zusammensetzung des Reizlichtes.

### 3.2.3 Bipolarzellen

Bipolarzellen wurden bei Primaten und Katzen sehr gründlich untersucht (z.B. Boydon 1969, Kolb 1970, Mariani 1981). Es finden sich 11 verschiedene Zellformen, wobei eine Form ausschließlich Stäbchen kontaktiert. In der Fovea werden diese "rod bipolar" Zellen (RB) von 15-20 Stäbchen erregt, in der peripheren Retina von 40-50 Stäbchen. Da die menschliche Retina außerhalb der Fovea Stäbchen domiert ist, stellt dieser Typ die bei weitem größte Anzahl von Bipolarzellen.

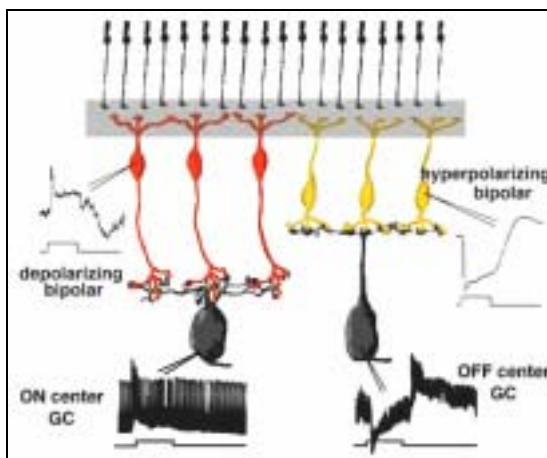


Abb. 3-17: Verschiedene Arten von Bipolarzellen und ihr Beitrag zu ON- und Off-Reaktionen in der Retina.

Die anderen Formen von Bipolarzellen verarbeiten Signale der Zapfen und können in zwei Gruppen eingeteilt werden: 7 Zellformen werden jeweils von einer Vielzahl von Zapfen erregt, sammeln also Informationen über einen großen Bereich ("diffuse bipolar", DB); die anderen 3 Zellformen werden jeweils genau von einem Zapfen innerviert. Diese Formen der Bipolarzellen werden "blue cone specific bipolar" (BB) und "midget bipolar" (MB) genannt, wobei die MB Zellen aufgrund der Kontaktart zum Zapfen in "flat midget bipolar" (FMB) und "invaginating midget bipolar" (IMB) unterteilt werden können.

Die IMB kontaktieren die Basis der Rezeptoren in den bereits oben erwähnten Triaden. Dabei setzt die IMB zentral an der Ribbon Synapse an. Peripher knüpfen dann Dendriten von Horizontalzellen (siehe Abb. 3-13) an. Die FMB setzen eher flach, oft symmetrisch an beiden Seiten einer Triade, am Fuß des Rezeptors an. Beide MB-Typen sind nicht nur morphologisch, sondern auch funktional deutlich zu unterscheiden: während die IMB auf Reizung des Zapfen mit Depolarisation reagieren, ist in den FMB Zellen eine Hyperpolarisation zu beobachten

Es konnte nachgewiesen werden, dass die IMB verantwortlich sind für die Weiterleitung der ON-Reaktion auf einen Reiz, während die flach ansetzenden FMB die OFF-Reaktion an die Ganglienzellen weiterleiten. Diese Funktion der Bipolarzellen ist von zentraler Bedeutung für die Helligkeits- und Farbkontrastverstärkung und damit auch für die Bewegungsdetektion.

### 3.2.4 Müllerzellen

Aller nicht-neuronalen Zellen der Retina werden Gliazellen genannt. Die Müllerzellen (benannt nach ihrem ersten Beschreiber Heinrich Müller, ca. 1850) sind die bei Weitem häufigsten und wichtigsten Gliazellen in der Retina. Schon Ramon y Cajal beschrieb 1892 die Unterschiede in der Morphologie von Müllerzellen verschiedener Tiere und fand deutliche Unterschiede (siehe Abb. 3-18).

Unabhängig von der jeweiligen Morphologie stimmen die beschriebenen Müllerzellen darin überein, dass ausgehend von einem Zellkörper in der INL unregelmäßig starke und feine Fortsätze sowohl zur OLM wie auch der ILM reichen. Diese Fortsätze verästeln zwischen die Dendriten und Axone der neuronalen Zellen, und zwar so vollständig, dass diese nur jeweils an den Synapsen direkten Kontakt zueinander aufnehmen können.

Die Müllerzellen wurden bisher nur wenig erforscht, bekannt sind aber folgende wichtige Funktionen:

- **Physiologische Funktionen:** Ver- und Entsorgung von Stoffwechselprodukten und Neurotransmitter; Stabilisierung des Ionenklimas ( $K^+$ , s. Newman 1989)
- **Elektrische Funktionen:** Entkopplung durch räumliche Trennung neuronaler Fortsätze, also Vermeidung von neuronalen "Kurzschlüssen"
- **Physikalische Funktionen:** Weiterleitung des Lichts von der distalen Seite der Retina zur proximalen Rezeptorschicht; Stützfunktion

Durch ihren Einfluss auf den  $K^+$ -Haushalt steuern die Müllerzellen Antwortanteile zum ERG bei, wie Miller und Newmann (Miller et.al. 1970; Newman et. al. 1984) zeigen konnten. Dabei zeigt sich ihr Einfluss besonders in der sog. b-Welle, der langsamen P3-Komponente des ERG sowie der skotopischen Grenzantwort (scotopic threshold response, STR). Die jeweiligen Ionenströme sind in Abb. 3-19 dargestellt.

---

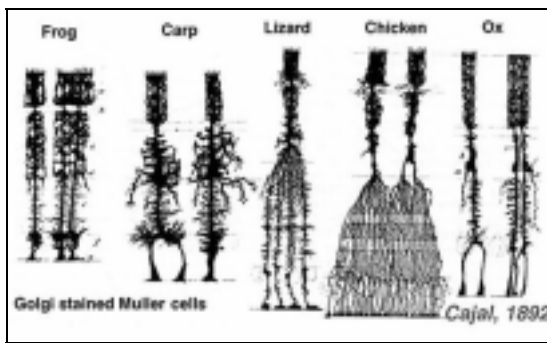


Abb. 3-18: Ausprägungen von Müllerzellen bei verschiedenen Wirbeltieren

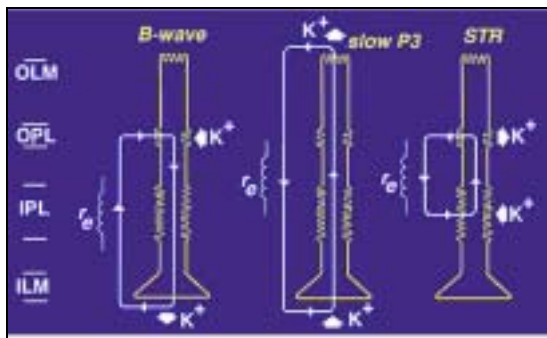


Abb. 3-19: Regelung des  $K^+$  Haushalts durch die Müllerzellen in der gesamten Retina über die retinale Vitreusgrenze hinweg und lokal in der IPL (Reichenbach 1995 und Newman 1989)

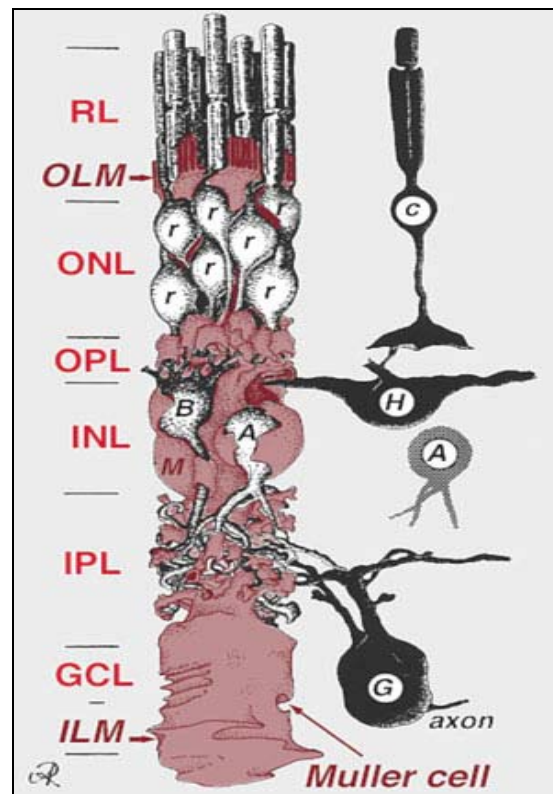


Abb. 3-20: Schematische Darstellung der Anordnung von Müllerzellen zu den anderen retinalen Neuronen ((aus [webvision.med.utah.edu](http://webvision.med.utah.edu)).

Die Müllerzellen sind extrem permeabel für  $K^+$ -Ionen, so dass eine Änderung der extrazellulären  $K^+$ -Konzentration durch die Licht absorbierenden Rezeptoren unmittelbar das Membranpotential der Müllerzellen beeinflusst und einen Ionenstrom von den proximalen zu den distalen Schichten verursacht.

### 3.3 Zusammenfassung der Grundlagen

Die beiden wichtigsten, sich scheinbar widersprechenden Theorien zur Farbwahrnehmung sind die trichromatische und die Gegenfarbtheorie. Die ältere der beiden, die trichromatische Theorie, geht davon aus, dass in der Retina 3 Rezeptoren zur Farbwahrnehmung existieren, die durch alleinige oder gleichzeitige Reizung den Farbeindruck erzeugen.

Dem gegenüber steht die Gegenfarbtheorie, die davon ausgeht, dass zu jeder Farbe eine Gegenfarbe existiert, die auf dem Farbkreis exakt gegenüber angeordnet ist, so dass es zwischen Farbe und Gegenfarbe keine Übergänge (z.B. kein rötliches Grün) gibt. Es wurde postuliert, dass sich im Auge 3 Substanzen befinden, die jeweils in eine der Richtungen umschlagen können: Rot oder Grün, Blau oder Gelb sowie zusätzlich Schwarz oder Weiß.

1881 wurde bereits vorgeschlagen, dass beide Sichtweisen zutreffen, sich aber auf unterschiedliche Verarbeitungsstufen beziehen. Aber erst 1964 (Brown et al. 1964) konnte experimentell nachgewiesen werden, dass tatsächlich 4 Rezeptoren existieren (3 Zapfentypen und Stäbchen) und diese in der Horizontalschicht zu Gegenfarben verschaltet werden, allerdings ohne die von Hering postulierten Gegenfarbsubstanzen.

Ramon y Cajal trieb ab 1880 die Erforschung der Retinastruktur durch seine außergewöhnlich präzisen und ausdauernden Präparationen voran. Er konnte die Schichtung der Retina für eine Vielzahl von Objekten beschreiben. Für diese Arbeit ist die OPL (Outer Plexiform Layer) genannte distale Schicht der Retina besonders interessant. In ihr liegen vor allem die Rezeptoren, Horizontal-, Bipolar- und Müllerzellen. Besonders die Triaden genannte Struktur im Fuß der Zapfen scheint für die Farbverarbeitung von großer Bedeutung zu sein, da hier räumlich begrenzt 3 Zelltypen der OPL miteinander interagieren.

---





## 4 Methodik

In diesem Abschnitt werden alle methodischen Aspekte der zugrunde liegenden Messungen und Untersuchungen beschrieben. Diese umfassen die eingesetzten optischen und computertechnischen Komponenten, die Präparation der Versuchspersonen, die Messparameter, die Durchführung der Messungen sowie die Aufbereitung und Auswertung der Messdaten.

### 4.1 Rechnersystem

Sowohl für die Messungen mit dem Scanner als auch mit dem FIS-Reiz wurden dieselben Komponenten für Steuerung, Regelung und Erfassung verwendet. Kernstück ist eine Burr-Brown PCI2000 Signalerfassungs- und Steuerungskarte mit folgenden Ein- und Ausgängen:

- 12bit 8 Kanal ADC; 12bit 2 Kanal DAC; 32 Kanal digital I/O; 5 Kanal Trigger/Timer

Die PCI2000 Karte ist in einem handelsüblichen Personalcomputer (Intel 486 Prozessor mit 60MHz; 64 MB RAM; 4 GB Festplatte) integriert.

Die Programmierung des PCI Systems erfolgte in Turbo Pascal 5.5, wobei auf die mitgelieferten Bibliotheken zur direkten Ansteuerung der IO-Funktionen aufgesetzt wurde. Als Benutzeroberfläche wurde das von Gemperlein und Kasch (Kasch 1988) konzipierte SESA-System (**S**ignal **E**rfassung **S**ignal **A**nalyse) verwendet.

SESA stellt einen komfortablen Rahmen zur Handhabung von Signalerzeugungs- und -analysefunktionen dar. Unter anderem besteht die Möglichkeit, Folgen von Funktionsaufrufen festzulegen, Daten von einer Funktion zur folgenden zu übergeben sowie diese Abfolgen als Programme abzuspeichern. Dadurch können komplexe Abläufe vorab festgelegt werden und sind dann per Mausklick abspielbar.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Funktionsbibliothek erstellt, mit deren Hilfe die Ansteuerung des Interferometers mit dem PCI2000-System direkt über die SESA-Oberfläche erfolgen kann. Die wichtigsten sind:

- Anfahren einer bestimmten Spiegelposition (in Volt)
  - Ermittlung der Weißlichtposition
  - Festlegung der Messdauer in Laserperioden
-

- Festlegung der Spiegelgeschwindigkeit
- Festlegung der Steuerparameter (geregelt am Referenzsinus, frei, Anzahl der Regelpunkte pro Periode)
- Festlegung der Messparameter (Anzahl Messpunkte pro Periode, Mittelung zwischen Auf-, Ab- und Auf-Ab-Spiegelfahrten, ..)
- Ausgleich von Drift und Hysterese (siehe Abb. 4-14 und Abb. 4-16).

Außerdem wurde SESA um eine Reihe von Funktionen zur Ablaufsteuerung wie Zähler, bedingte Sprünge und Ablaufvariablen erweitert. Eine Liste der erstellten Funktionen findet sich in 11.1.

---

## 4.2 Präparation

Die



Die

Abb. 4-1: Versuchsperson mit eingelegter ERGjet Corneaelektrode.

Im

Schritte zur Präparation durchgeführt:

1. Dunkeladaption für 30 Minuten.
2. Währenddessen im Abstand von ca. 5 Minuten Eintropfen von Mydriaticum Stulln (Wirkstoff Tropicamid, Pharma Stulln GmbH, Reg.Nr. M57), um die Pupille maximal zu erweitern. Dadurch wird die auf die Retina fallende Lichtmenge erhöht sowie durch die Lähmung der Pupillenreaktion ihr störender Einfluss auf die Antwort auf die Lichtmodulationen vermieden. Die Behandlung wird solange wiederholt, bis die Pupille maximal erweitert ist.
3. Einmaliges Tropfen des Augenoberflächenanästhetikum Conjuncaïn-EDO (Wirkstoff Oxybuprocainhydrochlorid, Dr. Mann Pharma, Reg.Nr. C1410), um die Hornhaut wegen der einzusetzenden Corneaelektrode zu desensibilisieren.
4. Befestigen der indifferenten Elektrode und der Differenzelektrode unter Verwendung von NICOLET Electrolyte Gel (PT.NO. 016-701200). Die entsprechenden Hautstellen wurden vorher mit SkinPure (Nihon Kohden) Reinigungsgel und Ethanol gereinigt.
5. Einsetzen der Corneaelektrode ERGjet (Universo Plastique SA, Schweiz) mit Methocel (CIBA Vision Kontaktlinsen-Pflegemittel GmbH, dient zur Befeuchtung der Kontaktlinse und zur Steigerung des elektrischen Kontakts), siehe Abb. 4-1.
6. Positionierung vor der Ulbrichtkugel, siehe Abb. 4-7.

Versuchsperson wird, sofern nicht anders beschrieben, für alle Scanner- und FIS-Versuche in derselben Weise vorbereitet.

Elektrodenanordnung erfolgte in Übereinstimmung mit den Festlegungen der International Society for Clinical Electrophysiology of Vision (Marmor 2004).

Einzelnen wurden jeweils folgende

### 4.3 Messungen mit Scanner

Der Versuchsaufbau zur Messung der Übertragungseigenschaften der Retina bezüglich Amplituden und Phasen in Abhängigkeiten von der Reizfrequenz weicht vom FIS-Aufbau ab. Im Folgenden werden die einzelnen Komponenten des Aufbaus, der Versuchsdurchführung sowie der Auswertung der Messungen beschrieben.

#### 4.3.1 Scannerreize

Wie ausführlich in Steiner 1984 beschrieben, reagiert ein nichtlineares System wie z.B. die menschliche Retina auf sinusförmige Reizung mit einer aus linearen und nichtlinearen Komponenten zusammengesetzten Antwort.

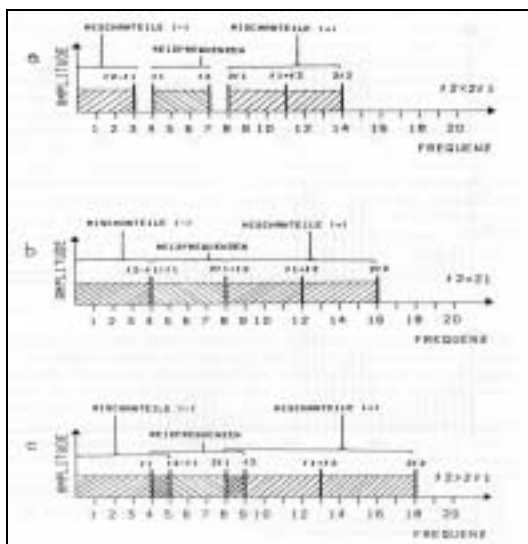


Abb. 4-2: Reizantworten eines Modellsystems mit quadratisch nichtlinearem Antwortverhalten bei unterschiedlichen Reizbandbreiten mit  $f_1$  als untere und  $f_2$  als obere Grenzfrequenz. a:  $f_2 < 2 \cdot f_1$ ; b:  $f_2 = 2 \cdot f_1$ ; c:  $f_2 > 2 \cdot f_1$  (aus Steiner 1984).

Phasenantwort im Bereich von 2 bis 31 Hz zu gewährleisten, werden jeweils 4 Einzelmessungen durchgeführt, deren Reizspektrum sich aus folgenden Einzelfrequenzen zusammensetzt:

Einzelmessung	Enthaltene Frequenzen /Hz
1	2 - 3
2	4 - 7
3	8 - 15
4	16 - 31

Tabelle 1: Frequenzbereiche der Einzelmessungen.

Reizdatensätze sind im Schema zur Auswertung (siehe 4.3.4) beispielhaft dargestellt.

Umfassen nun die Reizfrequenzen eines zusammengesetzten komplexen Sinusreizes mehr als eine Oktave, so überlagern sich die nichtlinearen Antwortkomponenten mit den linearen Antwortkomponenten der nächst höheren Oktave. Die Fourieranalyse dieser Antwort würde zu einem verzerrten Ergebnis führen, da lineare und nichtlineare Komponenten mit derselben Frequenz nicht mehr zu unterscheiden wären. Der Effekt von Überlappungen von linearen und nichtlinearen Antwortkomponenten sollte vermieden werden, so dass es möglich ist, eindeutige Aussagen zu linearen, aber auch nichtlinearen Antwortkomponenten zu machen. Um dies für die Bestimmung der frequenzabhängigen Amplituden- und

Außerdem wurden die in den Reizen enthaltenen sinusförmigen Komponenten so gegeneinander in der Phase verschoben, dass der Modulationsgrad der Messung minimiert und damit eine möglichst homogene Lichtstärke über den gesamten Reiz gewährleistet wurde. Die resultierenden

### 4.3.2 Versuchsaufbau

Zum Versuchsaufbau für Scannermessungen gehören die optischen und mechanooptischen Komponenten zur Reizerzeugung (Abb. 4-3 und Abb. 4-4), der Aufbau zur Präsentation des Reizes (Abb. 4-5 und Abb. 4-7) sowie der elektronische Aufbau zur Erfassung der Antwort- und Referenzsignale (Abb. 4-6). Diese werden im Folgenden beschrieben.

#### 4.3.2.1 Reizerzeugung

Die Komponenten zur Reizerzeugung sind im Wesentlichen auf einer optischen Bank montiert (siehe entsprechende Ziffern in Abb. 4-3). Das Reizlicht der Xenonlampe (1) wird durch ein IR-Filter (2) so verändert, dass IR-Anteile ausgeblendet werden.

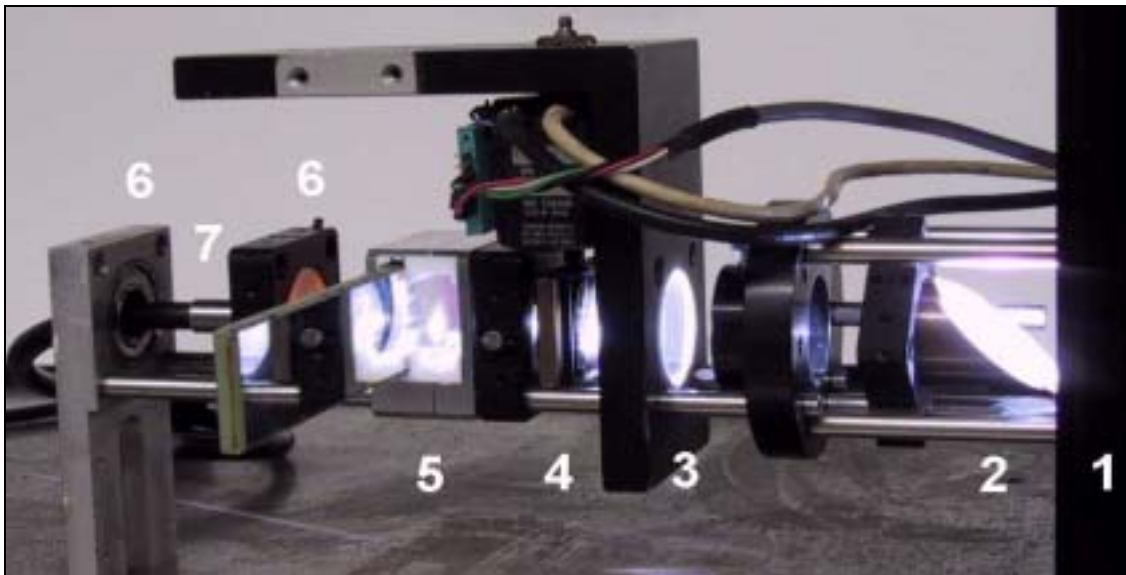


Abb. 4-3: Aufbau zu Scannermessungen: 1 Lampengehäuse; 2 Ausblendung von Infrarotlicht, 3 Scannerhalterung, 4 Scannergitter mit Stellwerk, 5 Halterung für Verlaufs- und Graufilter, 6 Halterung für Lichtleiter, 7 Lichtleiter

Das Licht passiert den Scanner (4), der je nach Ansteuerung die Intensität des Lichts beeinflusst. Bevor das Licht auf den Lichtleiter (7) trifft, wird gebündelt und fällt durch das Verlaufsfilter (5).

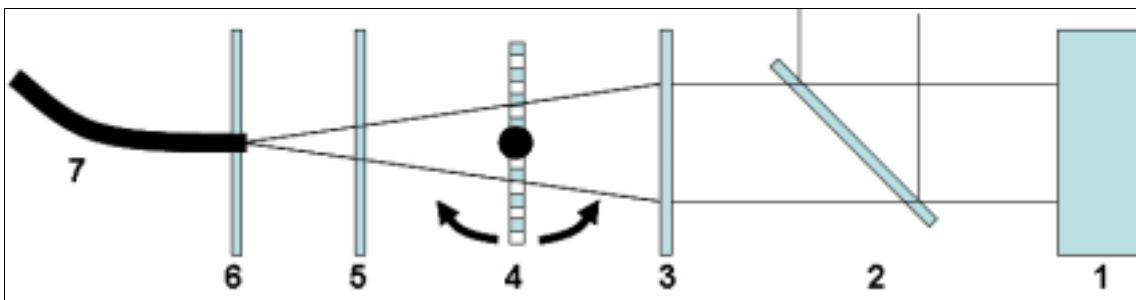


Abb. 4-4: Schematische Darstellung des optischen Aufbaus: 1 Lampengehäuse; 2 Ausblendung von Infrarotlicht, 3 Halterung, 4 Scannergitter mit Stellwerk, 5 Halterung für Verlaufs- und Graufilter, 6 Halterung für Lichtleiter, 7 Lichtleiter

Als Lichtquelle wurde in der vorliegenden Arbeit eine Xenon-Hochdrucklampe vom Typ OSRAM XBO 150 OFR verwendet. In dem interessanten Spektralbereich zwischen 400nm und 700nm weist sie ein kontinuierliches Spektrum mit hohem kurzweiligem Anteil auf, das nur von einigen intensiven Spektrallinien zwischen 440nm und 500nm überlagert wird. Die Lampe wurde mit einer Leistung von ca. 136 Watt (Spannung 17 Volt, Lampenstrom 8 A) betrieben.

UV-Licht zwischen 150nm und 250nm erzeugt aus dem Luftsauerstoff Ozon. Da dieser Spektralbereich für die aktuellen Untersuchungen nicht von Bedeutung war, wurde die ozonfreie Version der Xenonlampe eingesetzt. Dadurch wurden die Messbedingungen für Probanden und Versuchsdurchführer verbessert, da anderenfalls das während der Messung erzeugte Ozon die Augen- und Nasenschleimhäute reizt und dadurch die Signalqualität beeinträchtigt wird.

Solange in den zu untersuchenden Spektralbereichen ausreichend Lichtenergie abgegeben wird, ist aber letztlich die genaue spektrale Zusammensetzung für die Durchführung von Messungen mittels FIS wenig relevant, da durch die gleichzeitige Erfassung des Reizlichtes die Berechnung der spektralen Zusammensetzung möglich ist. Somit kann durch Korrektur der spektralen Reizantwort mit dem Spektrum des Reizes der Antwortanteil exakt bestimmt werden.

Herzstück des Aufbaus ist der Scanner. Dieser besteht aus einem Präzision-Stellelement (ähnlich wie im Modellbau verwendet), das abhängig von der angelegten Spannung eine Achse um einen Winkel  $x$  dreht. An der Achse ist ein Gitter befestigt, welches je nach Winkel das einfallende Licht mehr oder weniger stark abschwächt.

Das Element arbeitet nichtlinear. Um einen linearen Zusammenhang zwischen Spannung und Winkel zu erhalten, ist eine Regelungseinheit zwischengeschaltet, die laufend durch Rückkopplung die Stellung des Elements mit der Vorgabe vergleicht und nachregelt. Die Regelungseinheit erhält die Vorgabe zur Scannerstellung aus dem DA-Wandler des Steuerrechners. Dieser lädt einen 1024 Werte großen Steuerdatensatz, der aus dem zusammengesetzten Sinussignal besteht. Der Rechner wiederum wird extern mit 1024 Hz getriggert und gibt jeweils den nächsten Stellwert an die Regelungseinheit aus.

Neben der Reaktion der Versuchsperson wird über eine Referenzdiode zusätzlich der Reiz erfasst (siehe Abb. 4-7). Die Erfassung wird in derselben Weise wie die Ansteuerung getriggert, so dass pro Sekunde 1024 Messwerte erfasst werden. je nach Signalstärke der Reaktion werden Ansteuerung und Erfassung eine Reihe von Zyklen wiederholt und die erfassten Datensätze gemittelt.

### 4.3.2.2 Präsentation des Reizes

Die Versuchsperson wird vor einer höhenverstellbaren Kopfstütze positioniert. Durch die Kinn- und Stirnauflage wird der Kopf so gelagert, dass auch über längere Messdauern eine entspannte und ruhige Position eingenommen werden kann.



Abb. 4-5: Kopfstütze mit Ulbrichtkugel: 1 höhenverstellbare Kinnstütze, Lichtleiter vom Scanner, 3 Stirnstütze, 4 Ulbrichtkugel mit Diffusor (innen oben) und Referenzdiode (innen links oben), 5 Verstärker für Referenzsignal

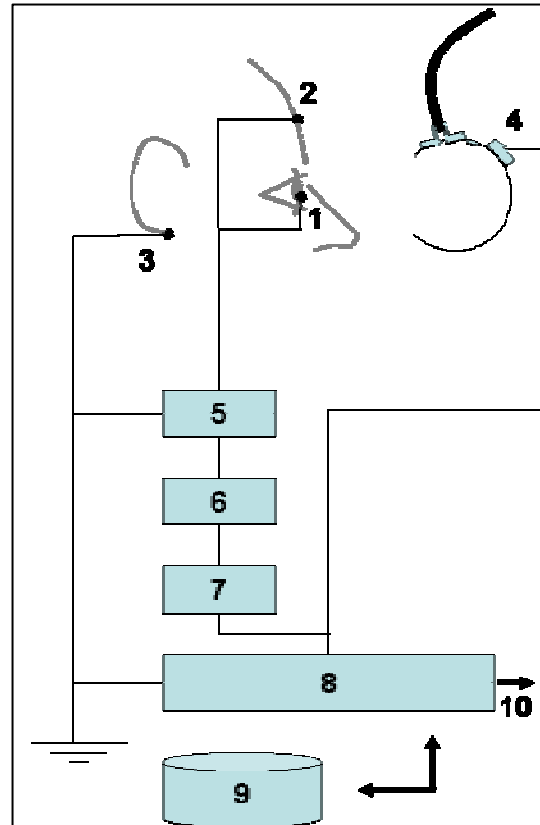


Abb. 4-6: Schematische Darstellung des elektronischen Aufbaus: Corneaelektrode (1), Differentelektrode (2), Erdung (3), Vorverstärker des Referenzsignals (4), Vorverstärker Reizantwort (5), Trennverstärker (6), Bandpassfilter (7), Rechnersystem zur Erfassung (8), Datenspeicher (9), Ansteuerung des Scanners (10).

Außerdem reduziert die geerdete Metallkonstruktion durch den intensiven Kontakt zur Versuchsperson die Einstreuung von 50Hz-Brummfrequenzen (siehe Abb. 4-5). An der Kopfstütze ist eine kleine Ulbrichtkugel zur räumlich homogenen Reizung (Ganzfeldstimulation) flexibel befestigt, so dass sie genau vor dem Auge des Probanden positioniert werden kann. Die Kugel ist innen mit Magnesiumdioxid beschichtet, um eine möglichst spektral gleichmäßige und hohe Reflexion zu erreichen. Das Reizlicht wird aus dem Lichtleiter eingespeist und mittels eines Diffusors so gestreut, dass die Kugel homogen ausgeleuchtet und Blendung vermieden wird (siehe Abb. 4-7). Der Lichtleiter hat eine Länge von 125cm und einen Durchmesser von 3mm. Eine Aufteilung in 2 Arme von je 20 cm Länge zur gleichzeitigen Einspeisung weiterer Lichtreize bis zur Verzweigung 105 cm erfolgte mit zufallsverteilten Glasfasern.

### 4.3.2.3 Elektronischer Aufbau

Die Reizantwort wird durch die Corneaelektrode (siehe 4.2) erfasst und durch einen Vorverstärker verstärkt. Der Vorverstärker dient auch zur Impedanzkontrolle. Messungen wurden nur mit Impedanzen kleiner als 30k $\Omega$  durchgeführt. Nachgeschaltet sind ein Trennverstärker zur galvanischen Entkopplung von Versuchsperson und elektrischem Aufbau sowie ein Bandpassfilter.

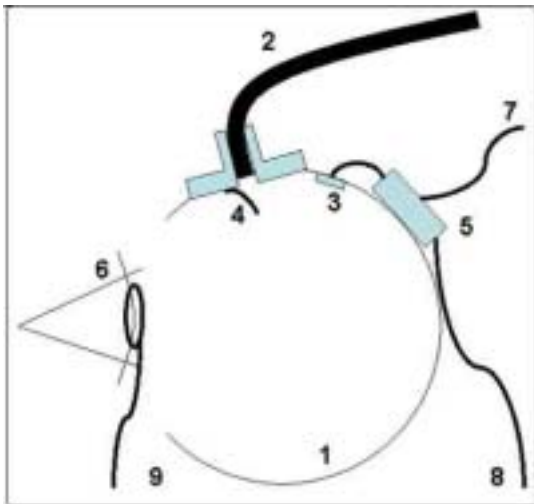


Abb. 4-7: Schematische Darstellung der Ulbrichtkugel: 1 Ulbrichtkugel, 2 Lichtleiter, 3 Diode für Referenzsignal, 4 Diffusor, 5 Verstärker für Referenzsignal, 6 Auge mit Corneaelektrode, 7 Stromversorgung, 8 verstärktes Referenzsignal zur Erfassung, 9 Signalantwort zur Verstärkung und Erfassung.

Die verstärkte, gefilterte Reizantwort wird am AD-Eingang des PCI20000 Systems erfasst und digitalisiert. Über einen DA-Ausgang steuert das PCI20000 System den Scanner entsprechend dem geladenen Steuerdatensatz (siehe Abb. 4-6). Ein Referenzsignal wird direkt in der Ulbrichtkugel durch eine Diode erfasst und – zur Vermeidung von Brumm-Einstreuung – durch einen direkt außen an der Ulbrichtkugel angebrachten Verstärker verstärkt. Das verstärkte Signal wird durch einen weiteren AD-Eingang des PCI20000 Systems digitalisiert. Nach Abschluss jeder Einzelmessung werden die Daten zusammen mit den Erfassungsparametern abgespeichert.

### 4.3.3 Versuchsdurchführung

Im abgedunkelten Raum nimmt die Versuchsperson an der Kopfstütze eine bequeme Haltung ein. Die Ulbrichtkugel wird vor dem zu messenden Auge positioniert, so dass eine Ganzfeldbeleuchtung im Auge entsteht. Zur Beruhigung der Augenbewegung (und der Reduktion der damit verbundenen störenden elektrischen Impulse) fixiert die Versuchsperson mit dem anderen Auge eine kleine Leuchtdiode.

Die Abfolge der Reize, die Benennung der Datensätze sowie der Messparameter wie Geschwindigkeit, Mittelung und Verstärkung sind in einem SESA-Programm vordefiniert worden. Dieses Programm wird zu Beginn der Messreihe gestartet. Start und Ende der 4 Einzelmessungen werden jeweils mit einem Tonsignal angekündigt, damit die Versuchsperson die Dauer der Datenspeicherung zur Entspannung nutzen kann.

Pro Versuchsreihe werden 4 Einzelmessungen (siehe 4.3.1) durchgeführt. Eine Einzelmessung besteht aus der wiederholten Präsentation der in Abb. 4-8 dargestellten Reizmuster. Aufgrund der Triggerung mit 1024 Hz dauert jede Darstellung des Reizmusters mit 1024 Datenpunkten genau 1s.



Parallel zur Erfassung wird das Antwortsignal auf einem Oszilloskop begutachtet. Je nach Güte der Reizantwort werden mehr oder weniger Wiederholungen durchgeführt. Im Mittel lag die Wiederholungsrate bei 40, eine Einzelmessung dauerte deshalb im Mittel 40s und die komplette Messreihe im Schnitt 180s.

#### 4.3.4 Aufbereitung der Messungen

Reiz und Reaktion der Einzelmessungen werden fouriertransformiert. Die Phasenantwort wird mit den Reizphasen (Vorgabe zur Minimierung der Modulation) korrigiert.

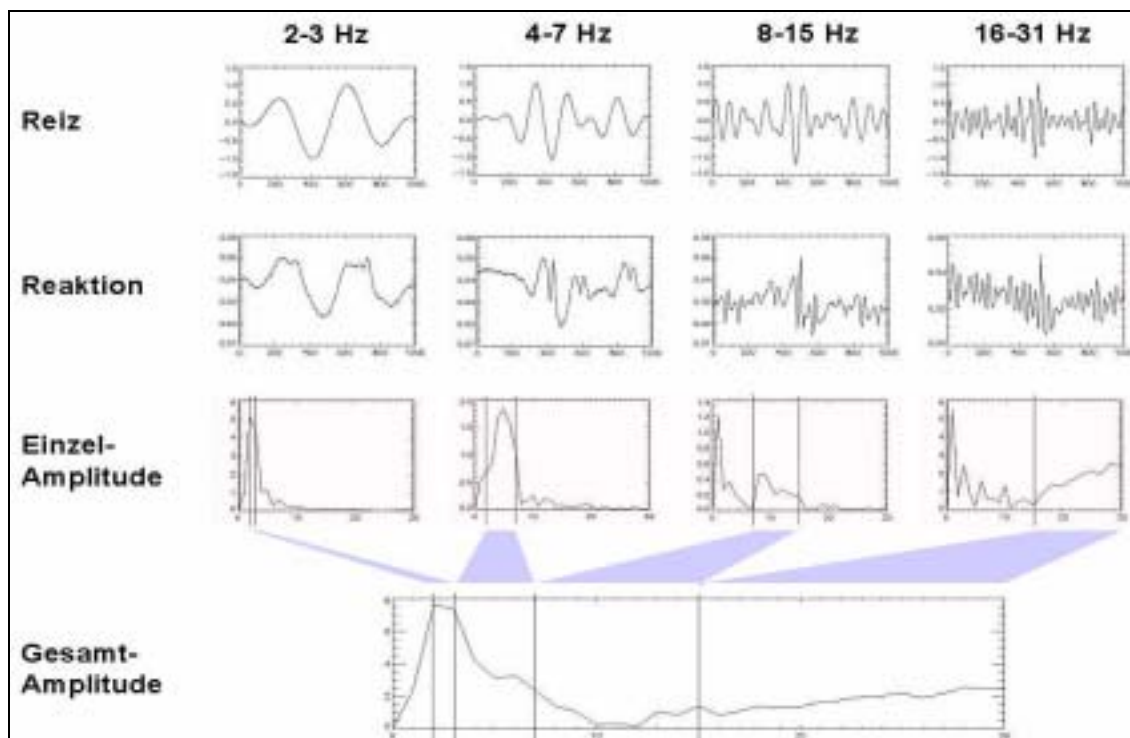


Abb. 4-8: Amplitudenauswertung der Scannermessungen. Die für die entsprechenden Reize erfassten Reaktionen wurden fouriertransformiert. Aus den resultierenden Amplituden (Zeile Einzelamplituden) wurden für die jeweiligen Reizfrequenzen die Amplitudenkomponenten zu der Gesamtamplitude zusammengefasst.

Anschließend werden aus den Einzelmessungen jeweils die Frequenzkomponenten der linearen und der nichtlinearen Antwort wie oben beschrieben zu der Gesamtantwort zusammengefügt. Das Schema beschreibt diesen Vorgang. Schließlich werden die Phasendifferenzen zwischen benachbarten Frequenzkomponenten durch Addition von  $\pm 360$  Grad minimiert. Durch diese Korrektur wird die Antwort nicht verfälscht, da die Fouriertransformation lediglich Phasenantworten Modulo  $2\pi$  (oder 360 Grad) liefert. Eine Antwort mit einer Phasenlage von  $\frac{1}{2}\pi$  (oder 90 Grad) ist deshalb nicht von derjenigen mit einer Phasenlage von  $\frac{5}{2}\pi$  (oder 450 Grad) zu unterscheiden. Bei Humanmessungen werden jedoch zwischen zwei benachbarten Frequenzen mit hoher Wahrscheinlichkeit keine derart großen Phasenunterschiede auftreten. Deswegen werden Unterschiede in der beschriebenen Weise minimiert.

#### 4.4 Messungen mit FIS

Ebenso wie zur Untersuchung technischer Systeme werden auch zur Untersuchung des "Systems Auge" mittels ERG vor allem zwei Arten von Reizen verwendet.

Die Entsprechung zur Impulsantwort technischer Systeme stellt das "normale" transiente ERG dar, welches mittels einzelner oder einer Folge von Blitzen abgeleitet wird. Je nach gewählter Frequenz, Dauer und Intensität der Reize geben die Antworten Aufschluss über unterschiedliche Eigenschaften des Systems Auge. Zur Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses wird in der Regel über mehrere Messungen gemittelt. Wichtig ist jedoch, dass es sich bei transienten Stimuli um eine Reihe von Einzelreizen handelt. Die Zeitspanne zwischen den Lichtreizen wird dabei so gewählt, dass der folgende Reiz das Auge aus dem Ruhezustand heraus erregen kann. Anderenfalls überlappen sich die Antworten zweier Reize, was die Analyse des Systemverhaltens stark erschwert. Transiente Reize stellen in der Regel eher unphysiologische Reizformen dar, die in der natürlichen Umgebung des untersuchten Individuums nur selten vorkommen. Gerade deshalb finden sie in der klinischen Diagnostik Verwendung, da dort meist nicht ein Gesamtsystem, sondern gezielt einzelne Eigenschaften des Auges bzw. des Sehsystems untersucht werden sollen. Allerdings muss bei der Interpretation der Aussagen eines solchen ERG immer berücksichtigt werden, dass die untersuchten Eigenschaften des Auges unter weniger extremen Bedingungen andere Ausprägungen haben.

Die zweite wichtige Gruppe von häufig verwendeten Reizformen sind die periodischen "steady-state" Reize. Diese bestehen aus einem periodisch wiederholten Reiz, z.B. einer sinusförmigen Änderung der Lichtintensität, meistens jedoch aus einem periodischen Rechteckreiz. Es handelt sich also nicht mehr um einen Einzelreiz bzw. eine Folge von Reizen, sondern das Auge befindet sich permanent unter Reizung. Verglichen mit Blitzreizen sind die Intensitätsunterschiede pro Zeitintervall nur gering, im Falle von sinoiden Reizen schwanken sie um eine mittlere Helligkeit. Der Vorteil dieser Reizform besteht somit in ihrer Ähnlichkeit zu Reizmustern wie sie in der natürlichen Umgebung vorkommen.

Bei der in der vorliegenden Arbeit verwendeten Reizform FIS (nähere Erläuterung siehe unten) handelt es sich um einen derartigen "steady-state" Reiz. Daher werden im Folgenden nur Reize dieser Gruppe näher betrachtet. Da jedoch wichtige Hinweise zu Aufbau und Funktion retinaler Mechanismen durch klinische Anwendungen geliefert werden, wird jeweils kurz auf Zusammenhänge zwischen Elementen der "steady-state" und transienten Stimuli hingewiesen.

#### 4.4.1 Eigenschaften des FIS-Stimulus

Die Fourier-Interferometrische Stimulation (FIS) erzeugt einen multispektralen Reiz. Die FIS Methode wurde von Gemperlein und seinen Mitarbeitern (Gemperlein 1980, Gemperlein et al.1982, Gemperlein 1988, Steiner 1984, Siebert 1991) entwickelt. Für eine detaillierte Beschreibung der Funktionsweise sei auf diese Artikel verwiesen. Hier sollen nur die grundlegenden und für diese Arbeit wichtigen Aspekte von FIS kurz erläutert werden.

Der FIS Stimulus stellt einen komplexen Sinusreiz mit Licht unterschiedlicher Wellenlänge dar, wobei jede Wellenlänge mit einer bestimmten Frequenz moduliert wird. Zur Erzeugung des Reizes wird ein Interferometer verwendet, in diesem Falle ein Michelson-Interferometer (siehe Gemperlein 1983 et al., Gemperlein 1989). Dieses spaltet die Lichtstrahlen einer Lichtquelle in zwei Teilstrahlen und vereint diese wieder, nachdem jeder eine Teilstrecke durchlaufen hat. Sind die beiden Teilstrecken exakt gleich lang, addieren sich die Teilstrahlen auch wieder zu einem Strahl, der in Intensität und Zusammensetzung exakt dem Ausgangsstrahl entspricht. Wird jedoch nun eine der Wegstrecken, die die Teilstrahlen durchlaufen müssen, verändert, so kommt es, abhängig von der Wellenlänge des verwendeten Lichts, nach dem Zusammenführen der Teilstrahlen zu einer mehr oder weniger verringerten Intensität des resultierenden Strahls durch Interferenz.

Wird als Lichtquelle ein Laser verwendet und die Wegstrecke eines Teilstrahls linear vergrößert, so ergibt sich für den resultierenden Strahl eine sinusförmig modulierte Intensität. Die Modulationsgeschwindigkeit des resultierenden Strahls ist dabei abhängig von der Veränderung der optischen Wegdifferenz der Teilstrahlen und der Wellenlänge des Lichts: je schneller die optische Wegdifferenz vergrößert wird und je kürzer die Wellenlänge ist, desto höher ist die Frequenz der resultierenden Intensitätsschwankung.

Wie beschrieben wurde in den vorliegenden Untersuchungen eine Xenon-Bogenlampe als Lichtquelle verwendet, also eine sehr breitbandige Lichtquelle, die Wellenlängen zwischen 400 nm und 1200 nm enthält. Wenn nun die optische Wegdifferenz linear vergrößert wird, so werden alle in der Lichtquelle enthaltenen Wellenlängen gleichzeitig moduliert, und zwar jede mit einer eigenen Modulationsgeschwindigkeit. Ist nun die Geschwindigkeit der Wegstreckenänderung bekannt (und vor allem konstant), kann die Intensität des resultierenden Strahls einer Fourieranalyse unterzogen werden, die die Aufteilung der Intensität auf die enthaltenen Modulationsfrequenzen angibt. Diese Einzel frequenzen können wegen des beschriebenen Zusammenhangs genau einer Wellenlänge zugeschrieben werden.

---

Bezeichnet man die optische Wegdifferenz der Teilstrahlen mit  $d$  und die Intensität des resultierenden Strahls in Abhängigkeit der Wellenlänge  $\lambda$  mit  $I(\lambda)$ , so beschreibt  $I(d, f)$  mit  $f = 1/\lambda$  die Durchlaßcharakteristik des Interferometers als spektralem Filter bei einer optischen Wegdifferenz  $d$ :

$$I(d, f) = \frac{I(0, \lambda)}{2} * (1 + \cos 2\pi df)$$

Formel 4-1: Intensität von FIS in Abhängigkeit der Wegdifferenz  $d$

wobei  $I(d=0, f)$  dem Lampenspektrum entspricht. Für die Anhängigkeit der resultierenden Intensität von der Dauer  $t$  der konstanten Änderung der optischen Wegdifferenz mit der Geschwindigkeit  $v$  gilt:

$$IF(d) = \int_{f_{\min}}^{f_{\max}} \left( \frac{I(0, \lambda)}{2} * (1 + \cos 2\pi df) \right) df$$

Formel 4-2: Durchlasscharakteristik  $IF$  in Abhängigkeit von der Wegdifferenz  $d$

Für die spektrale Auflösung in Abhängigkeit von der Wellenlänge  $\lambda$  gilt:

$$\Delta\lambda = \frac{\lambda^2}{2 * X_{\max}}$$

Formel 4-3: Auflösung in Abhängigkeit von der Wegdifferenz  $d$

Für die Veranschaulichung des entstehenden Farbeindrucks zeigen im Folgenden die beiden Darstellungen den Zusammenhang zwischen der Wegdifferenz der Teilstrahlen im Interferometer und den Farborten des FIS-Stimulus. Die Herleitung dieser Zuordnung des jeweiligen Farbeindrucks zu den Farbsystemen ist bei Lindermeier (Lindermeier 1994) ausführlich beschrieben.

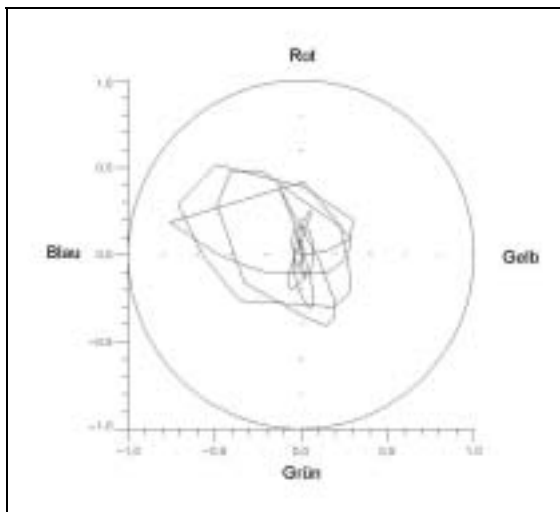


Abb. 4-9: Gegendarstellung der Farborte des FIS-Reizes mit einer idealen Lichtquelle mit linearem, weißen Spektrum (Lindermeier 1994)

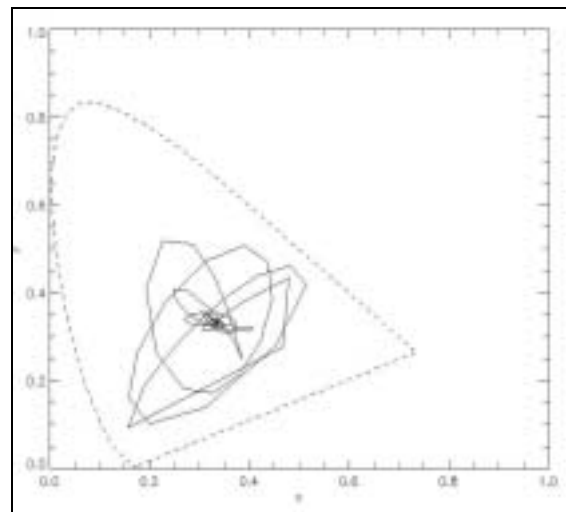


Abb. 4-10: Farborte des FIS-Reizes in einer CIE-XYZ-Normfarbtabelle (Lindermeier 1994)

Aus den Grafiken wird deutlich, welchen Farbeindruck das Auge während einer FIS Messung erhält. Beginnend an der so genannten Weißlichtposition (optische Wegdifferenz = 0, Reizlicht wird unverändert weitergeleitet), in der der Farbeindruck exakt dem

der Reizlichtquelle entspricht, werden zuerst größere Abweichungen von Unbunt erreicht, wobei die Farbigkeit jeweils durch die Hauptrichtung im Gegenfarbraum bestimmt wird. Mit zunehmender optischer Wegdifferenz sinkt die Farbsättigung wieder, der Farbeindruck wird immer schwächer und endet schließlich wieder sehr nahe am Unbunten.

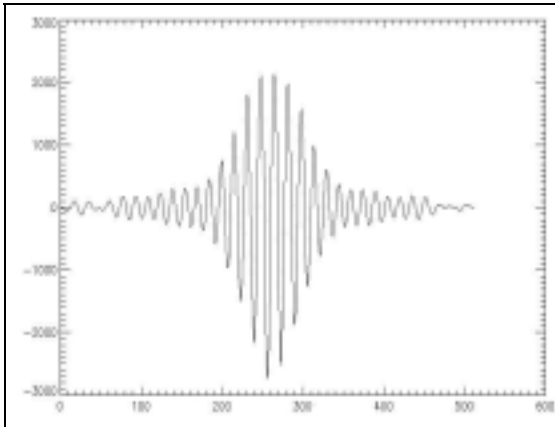


Abb. 4-11: Beispiel für ein Interferogramm über 32 Referenzlaserperioden, 512 Messpunkte. (if\_beispiel.jpg)

Betrachtet man die Intensität des Reizes während einer Messung, so wird deutlich, dass die Intensitätsschwankungen in der Nähe der Weißlichtposition am größten sind. Diese relativ großen Schwankungen decken sich mit den Wegdifferenzen, bei denen deutliche Farbigkeit des Reizes wahrgenommen wird. Der Reiz schwankt um eine mittlere Intensität, eine Eigenschaft, die den FIS Stimulus zu einem sehr "physiologischen" Reiz, macht.

In der vorliegenden Arbeit wurde der FIS-Reiz als Uniform Field (UF) Reiz verwendet, d.h. die gesamte Retina wurde homogen ausgeleuchtet (Ganzfeldstimulation). Die Stimulation führt sowohl zu linearen wie nichtlinearen Antwortkomponenten (Steiner 1984). Zusätzlich liefert die FIS-Methode neben der gleichzeitigen Erfassung der linearen und nichtlinearen Komponenten eine Phaseninformation, d.h. das zeitliche Antwortverhalten auf die Reizung in unterschiedlichen Spektralbereichen. Der Vergleich der Analyse des linearen und nichtlinearen Antwortverhaltens mit den Hinweisen zum Ursprung der Antwortkomponenten bietet die Möglichkeit, Rückschlüsse auf die zugrunde liegenden neuronalen Verschaltungen zu ziehen.

Die Vorteile des FIS-Reizes gegenüber anderen Anordnungen zur spektralen Untersuchung biologischer Objekte sind:

- gleichzeitige Messung über das gesamte Spektrum des Reizlichtes;
- hohe spektrale Auflösung;
- Unempfindlichkeit gegenüber spektralen Intensitätsschwankungen, da über den gesamten Messzeitraum gemittelt wird;
- "physiologische Reizung" mit geringen Intensitätsschwankungen um einen Mittelwert;
- Intensitäts- und Phasenantwort des untersuchten Objekts;
- linearen und nichtlinearen Antwortkomponenten des Objekts;
- Phaseninformation zur Verarbeitung einzelner Spektralbereiche.

#### 4.4.2 Versuchsaufbau

In diesem Abschnitt wird der Versuchsaufbau für FIS-Messungen bestehend aus Interferometer, optischen Elementen und elektronischer Ansteuerung beschrieben.

##### 4.4.2.1 Reizerzeugung

Alle FIS-Messungen sind mit einem Gerät durchgeführt worden, das im Labor von Gemperlein konstruiert wurde.

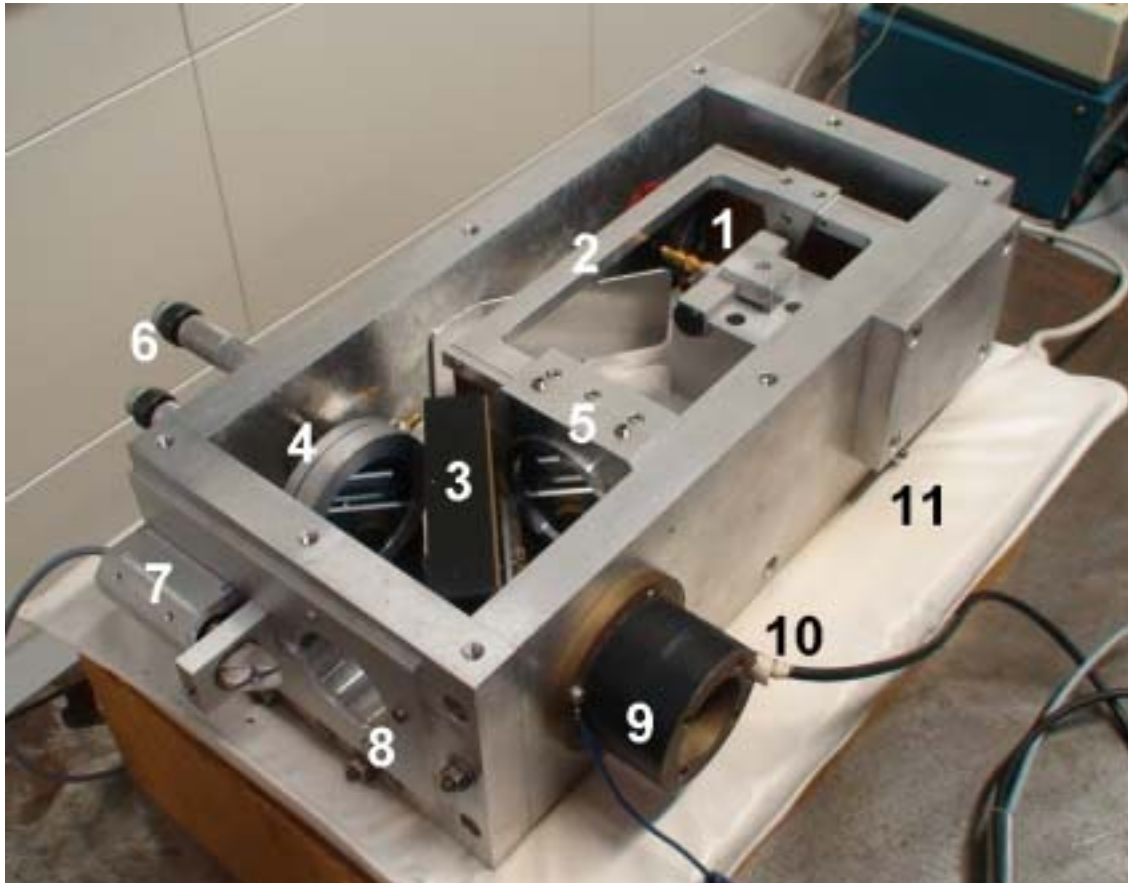


Abb. 4-12: Das in dieser Arbeit verwendete Michelson Interferometer: 1 piezokeramischer Translator; 2 Parallelrahmen für Spiegelaufhängung; 3 Strahlenteiler; 4 fixierter Spiegel; 5 beweglicher Spiegel; 6 Justierschrauben des stationären Spiegels zur Ausrichtung der Spiegelebene; 7 Referenzlaser; 8 Lichteintritt; 9 Lichtaustritt; 10 Photoelement zur Erfassung des Lasersignals; 11 Heizdecke (if\_offen2.jpg).

Im Gegensatz zu früheren Arbeiten, in welchen der Schwerpunkt auf der Untersuchung von Insekten lag, wurden im Rahmen dieser Arbeit ausschließlich Untersuchungen am menschlichen Auge durchgeführt. Die Retina stellt jedoch, anders als das Insektenauge, ein stark nichtlineares System dar. Daher wurden in einer Reihe von Vorversuchen die elektromechanischen Eigenschaften des Interferometers untersucht, um auf der Grundlage der Resultate die Ansteuerung für die Humanmessungen zu optimieren. Neben dem mechanischen Aufbau soll daher im Folgenden auf diese Untersuchungen und die Folgen für die Versuchsanordnung eingegangen werden.

## I. Aufbau

Das verwendete Gerät ist ein Michelson-Interferometer. Der Aufbau ist in Abb. 4-13 dargestellt und wird ausführlich von Paul (Paul 1981) beschrieben. Da die besonderen Konstruktionsmerkmale jedoch eine spezielle angepasste Regelung des Geräts bedingen, soll an dieser Stelle kurz auf den speziellen Aufbau eingegangen werden.

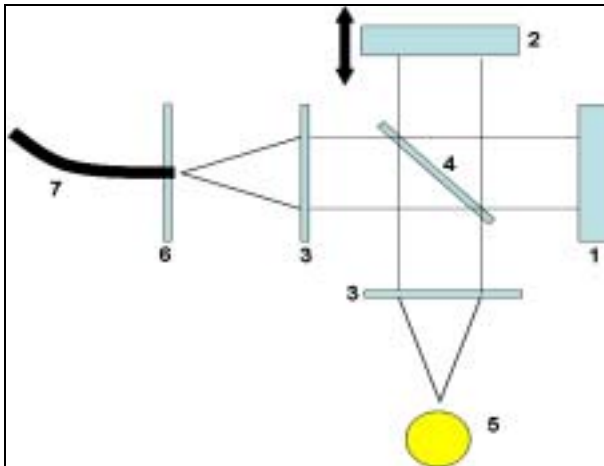


Abb. 4-13: Schematischer Aufbau des verwendeten Michelson-Interferometers: 1 fester Spiegel, 2 bewegter Spiegel, 3 Linsen, 4 Strahlenteiler, 5 Lichtquelle, 6 Lochblende, 7 Lichtleiter (Interferometer.jpg)

Die optischen Komponenten sind in einem massiven Aluminiumgehäuse untergebracht (siehe 4.12). Wie sich in Vorversuchen gezeigt hat, ist die Konstruktion empfindlich gegen thermische Einflüsse: bereits geringe Temperaturschwankungen führen zu Veränderungen der Gehäusegeometrie und somit zum Kippen der Spiegel gegeneinander. Um den Aufheizungseffekt durch die Lichtquelle zu minimieren, wird das Gerät durch eine Heizdecke thermisch stabilisiert. Trotz allem muss der statische Spiegel nachjustiert werden. Dies geschieht mittels

zweier Mikrometerschrauben, die ihn planparallel zum beweglichen Spiegel ausrichten. Die Justage muss vor Beginn einer Messung durchgeführt werden, nachdem das Interferometer durch die thermische Einstrahlung der Lichtquelle auf eine konstante Temperatur aufgeheizt worden ist. Die Verschiebung des beweglichen Spiegels geschieht durch ein piezokeramisches Translatorelement (Typ P-173.00 der Firma Physik Instrumente). Um ein Verschieben ohne gleichzeitiges Kippen zu gewährleisten, ist der Spiegel auf einer Parallelogrammführung montiert.

## II. Hysterese

Die Bewegung des Spiegels erfolgt durch Änderung der Hochspannung, die am Piezoelement anliegt. Ein programmierbares Hochspannungsnetzteil erzeugt durch Vorgabe einer Spannung von 0-10V durch den Steuerrechner eine proportionale Ausgangsspannung von 0-1000V.

Es ist bekannt, dass piezokeramische Elemente eine Hysterese aufweisen. Das bedeutet, dass

- zwischen der angelegten Spannung und der Ausdehnung des Translators (und somit der Position des beweglichen Interferometerspiegels) ein nichtlinearer Zusammenhang besteht, und
- die Translatorsausdehnung stark vom Vorzeichen der Spannungsänderung (also von der Richtung der Spiegelbewegung) abhängig ist

Es soll hier nicht näher auf die Ursachen dafür eingegangen werden, eine übersichtliche Zusammenstellung der theoretischen Grundlagen und Eigenschaften von Piezotranslatoren findet sich bei Schneider (Schneider 1993). Abb. 4-14 zeigt die Hysterese des oben beschriebenen Geräts für unterschiedliche Wegstrecken.

Sofern keine Regelung des piezokeramischen Translators erfolgt, führt wegen des nichtlinearen Zusammenhangs das Anlegen einer sich zeitlich linear ändernden Spannung zu einer Abhängigkeit der Bewegungsgeschwindigkeit von der jeweiligen Ausdehnung des Translators. Für die Modulation der Lichtquelle bedeutet dies, dass sich die Modulationsgeschwindigkeit für alle im Licht enthaltenen Wellenlängenkomponenten ändert. Da von diesem Effekt auch der Strahl des Referenzlasers betroffen ist, durch dessen Modulation ja die Datenerfassung getriggert wird, ergeben sich trotz der über die Länge der Ausdehnung variierenden Geschwindigkeit örtlich äquidistante Abtastpunkte. Abhängig von der Art des untersuchten Objekts ergeben sich aus dieser Eigenschaft des Interferometers unterschiedliche Anforderungen an die Regelung des Geräts.

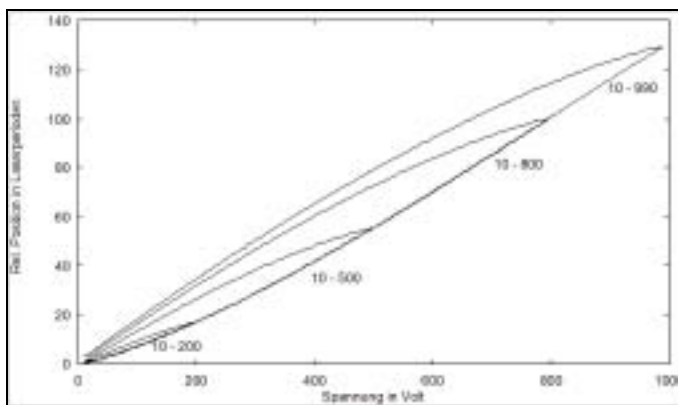


Abb. 4-14: Hysterese des verwendeten Geräts. Aufgetragen ist die Anzahl der Laserwellenlängen-Perioden als Maß für den zurückgelegten Weg gegen die angelegte Spannung in Volt. Die Beschriftung gibt den für die jeweiligen Kurven Beginn und Ende der Bewegung in Volt an (hysterese1.jpg).

Zur Untersuchung linearer Systeme wie etwa spektrale Reflexion/Transmission von Geweben ist somit keine Regelung der Translatorbewegung notwendig. Die variierende Modulationsgeschwindigkeit sollte auf die Messung derartiger Objekte wenig Einfluss haben.

Handelt es sich bei dem zu untersuchenden Objekt jedoch um ein nichtlineares System, wie es das menschliche Auge darstellt, so ist wegen der Fre-

quenzabhängigkeit der Reizantwort eine bezogen auf den Translator örtlich äquidistante, aber zeitlich veränderliche Abtastung nicht mehr ausreichend. Um über die Modulationsfrequenz der Reizantwort auf die wellenlängenabhängige Antwort zurückzuschließen, muss die Zuordnung von Modulationsfrequenz zu Wellenlänge eindeutig



sein. Daher muss die Bewegung des Translators geregelt erfolgen, so dass sich für alle im Reizlicht enthaltenen Wellenlängenkomponenten eine jeweils spezifische Modulationsfrequenz ergibt. Aufgabe der Regelung ist es somit, die Hysterese des Translators so zu kompensieren, dass sich zwischen der angelegten Spannung und der Spiegelposition ein möglichst linearer Zusammenhang ergibt.

Zur Regelung des Translators wird während der Bewegung (also der Messung) das modulierte Lasersignal gegen eine intern generierte Sinus-Vorgabe verglichen. Da sich bei einer linearen Translatorbewegung eine völlig sinoidale Modulation ergeben soll, stellt die Differenz von Lasersignal (also tatsächlicher Bewegung) und der Vorgabe ein Maß für die nötige Geschwindigkeitskorrektur dar. Um die Abweichung der unregulierten Translatorssteuerung von der linearen Bewegung zu bestimmen, wurde über die maximale Translatorsausdehnung die Anzahl der kleinstmöglichen Spannungsänderungs-Schritte bestimmt, die jeweils zur Ortsänderung von einer Laserwellenlänge führt (eine Bewegung um diese Strecke entspricht genau einer Modulationsperiode des Laserlichtes).

Abb. 4-15 zeigt die Fouriertransformation der Referenzlaser-Signale, die mit unregelter und geregelter Translatorbewegung über eine Strecke von 64 Laserwellenlängen moduliert, gefiltert (Hanning) und fouriertransformiert wurden. Als ein Maß für die Güte der Regelung gilt das Verhältnis der Antwortamplitude an der Stelle, die den zurückgelegten Lasermodulationen entspricht und der größten der weiteren ermittelten Amplituden sowie die "Breite" der Maxima. Zur Verdeutlichung sind die Amplituden logarithmisch dargestellt.

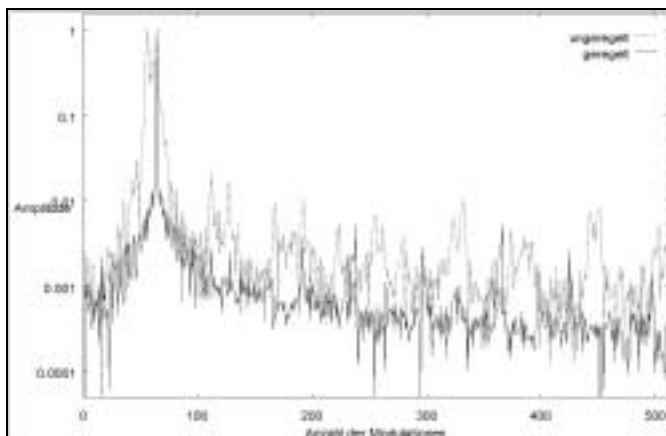


Abb. 4-15: Ungeregelte und geregelte Interferometer-Bewegung. (regelung1.jpg).

Wie deutlich zu erkennen ist, werden durch die Regelung über den gesamten gemessenen Modulationsbereich die nichtlinearen Anteile der unregulierten Bewegung verringert. Die Breiten der Maxima in beiden Kurven bei 64 Modulationsperioden (MP) stehen in einem Verhältnis von 10:1. Insbesondere wird das Maximum bei 56 (MP) und dessen Harmonischen unterdrückt. Obwohl keine direkt vergleichbaren Werte anderer

Aufbauten vorliegen, kann doch gesagt werden, dass die geregelte Translatorbewegung nur sehr geringe Abweichungen von einer linearen Bewegung zeigt. Die größte nichtlineare Amplitude tritt bei Modulationszahl 366 mit 0,005815 auf, also ca. 0,6% der maximalen Amplitude.

### III. Drift des Interferometers

Ein weiterer durch die Interferometerregelung zu berücksichtigender Effekt ist die Drift des Translators nach Abschluss der eigentlichen Bewegungsänderung. Die Ursache für das logarithmisch abklingende Nachlaufen ist eine Nachpolarisierung der Keramik, eine Eigenschaft, die eng mit den Hystereseeigenschaften des Piezoelements verbunden ist. Die Länge der pro Zeiteinheit gedrifteten Wegstrecke hängt sowohl von dem zurückgelegten Weg wie auch der Geschwindigkeit der Wegänderung ab.

Besonders kritisch wird der Drifteffekt, wenn mehrere Messungen direkt hintereinander mit jeweils wechselnder Translator-Bewegungsrichtung durchgeführt werden sollen. Wenn die Daten der Einzelmessungen erhalten bleiben sollen, müssen aufgrund der Systemeigenschaften des Steuerrechners alle erfassten Daten vor Beginn einer neuen Messung auf einen Datenträger abgespeichert werden, um eine neue Messung durchzuführen. Das Abspeichern erfolgt direkt nach Abschluss der Messung, für die Dauer der Speicherung kann der Steuerrechner den Translator nicht regeln. Je nach Anzahl und Größe der abzuspeichernden Datensätze vergeht aufgrund der Speicherdauer eine unterschiedlich lange Zeit, in der der Translator unkontrollierbar driftet. Damit jedoch Hin- und Rückbewegung exakt dieselbe Wegstrecke (in deren Mitte die Weißlichtposition liegt) durchfahren, muss vor Beginn der nächsten Messung um die gedriftete Wegstrecke zurückgesprungen werden. Da die Grundlage der Bestimmung der Spiegelposition die periodische Modulation des Referenzsignals ist, kann zwar die Position innerhalb einer Modulationsperiode, nicht aber die Anzahl der bereits vollständig gedrifteten Modulationsperioden bestimmt werden. Um diesem Effekt entgegenzuwirken wurde empirisch die Abhängigkeit der gedrifteten Wegstrecke von Gesamtbewegungsstrecke, Bewegungsgeschwindigkeit und Driftzeit ermittelt und der Translator zurückgesetzt.

### IV. Geschwindigkeitsabhängigkeit der Interferometerbewegung

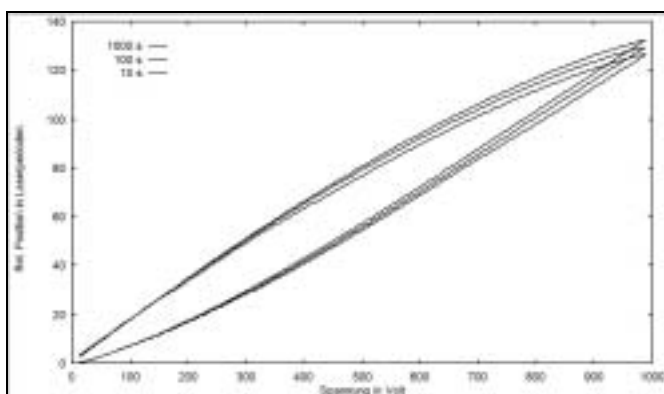


Abb. 4-16: Hysterese des Interferometers in Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit (Hysterese2.jpg)

in der "Breite". Auffallend ist allerdings, dass sich die maximale Größe des Stellweges nach der Formel umgekehrt logarithmisch proportional zur Messdauer verhält:

Neben dem Driftverhalten beeinflusst die Geschwindigkeit der Translatorbewegung auch die Größe des maximalen Weges. Ursächlich hierfür sind dieselben Eigenschaften der Piezokeramik, die auch der Hysterese zugrunde liegen. Wie in Abb. 4-16 zu erkennen, unterscheiden sich die Hysteresekurven von Messungen mit 10, 100 und 1000 Sekunden Messdauer nur wenig

$$s = 123 + 3 * \log t$$

*Formel 4-4: Abhängigkeit der Translatoreichweite von der Messdauer t*

Da die maximale spektrale Auflösung einer Messung hauptsächlich von dem Messweg abhängt, wird im Allgemeinen versucht, die Möglichkeiten des Interferometers voll auszuschöpfen.

#### 4.4.2.2 Optischer Aufbau

Als Lichtquelle für die FIS-Messungen kam dieselbe Xenonlampe zum Einsatz wie bei den Scannermessungen. Die Lampe ist unter 4.3.2.1 beschrieben. Weiterhin wurden folgende optische Elemente verwendet:

- **KG-Glas:** KG5 (KG: farbloses Gläser mit hoher Durchlässigkeit im Sichtbaren zur Absorption der Strahlung im IR, Wärmeschutz), 5mm
- **Verlaufsfilter:** Veril S 200 langes Filter, Schott
- **Rot:** RG610/2 und RG780/1 (RG: rote und schwarze Gläser, IR durchlässig) 2mm bzw. 1mm, mit 610nm und 780nm Hauptdurchlaß
- **Grün:** BG 18/5 (BG: blaue und blaugrüne Gläser), 5mm, Schott
- **Blau:** UG 3/2 (UG: schwarze und blaue Gläser, UV durchlässig), 2mm, Schott

Die Reizung erfolgt mit derselben elektronischen Anordnung wie in Abb. 4-6 dargestellt. Statt der Scanneransteuerung wurde jedoch das in beschriebene Interferometer angesteuert.

### 4.4.3 Versuchsdurchführung FIS

Wie bei Scannermessungen nimmt die Versuchsperson im abgedunkelten Raum an der Kopfstütze eine bequeme Haltung ein. Die Ulbrichtkugel wird vor dem zu messenden Auge positioniert, während das andere Auge zur Beruhigung der Augenbewegung eine kleine Leuchtdiode fixiert.

Die Funktion zur Ansteuerung des Interferometers mit allen Parametern, wie Geschwindigkeit, Mittelung und Verstärkung sind in SESA vordefiniert. Das Programm führt folgende Schritte aus:

1. Bestimmung von Maximum und Minimum des Lasersignals
2. Erzeugung eines Referenzsinussignals mit diesen Maximum- und Minimumwerten.
3. Suchen der Weißlichtposition (Ort der stärksten Antwort der Referenzdiode)
4. Zurücksetzen des Interferometers von der Weißlichtposition um  $n/2$  der vorgegebenen Messperioden  $n$ .
5. Start einer Messung (Tonsignal), Richtung: UP (aufwärts, wegen ansteigender Steuerspannung am Translator).
6. Während der Messung wird das Interferometer so angesteuert, dass sich jeweils eine minimale Differenz zwischen Lasersignal und Referenzsinus ergibt. Je nach Vorgabe werden 4, 16 oder 32-mal pro Laserperiode die Signale von Laser, Referenzdiode und Reaktion erfasst.
7. Ende der Messung (Tonsignal) und Abspeichern der Datensätze für Laser-, Referenz- und Antwortsignal.
8. Korrektur der Interferometerdrift.
9. weiter mit 5.: Start einer neuen Messung, Ansteuerung des Interferometers mit umgekehrtem Vorzeichen. Wechsel der Richtung: DOWN (abwärts, wegen fallender Steuerspannung am Translator).
10. Ende der Messreihe durch Abbruch mit ESC.

Mit dem Tonsignal zum Ende einer einzelnen Messung kann die Versuchsperson während des Abspeicherns der Daten kurz entspannen, bevor ein weiteres Signal eine neue Messung ankündigt. Je nach Triggerung des PCI20000-Systems und der Anzahl von erfassten Werten pro Laserperiode dauert eine einzelne Messung 2s bis 16s. Die Dauer der gesamten Messreihe hängt von der Anzahl der Durchläufe 5.-9. (s.o.) ab, und diese wiederum von der Güte der Reizantwort.

---

#### 4.4.4 Aufbereitung der Messungen FIS

Aus jeder FIS-Messreihe entsteht eine große Anzahl von einzelnen Datensätzen. Da jeweils beide Richtungen, UP und DOWN, gemessen und die Signale von Laser, Referenzdiode und Reizantwort erfasst werden, ergibt sich bei z.B. 15-facher Wiederholung der oben beschriebenen Messung eine Gesamtanzahl von  $2 * 3 * 15 = 90$  Datensätzen.

Diese Datensätze werden nun einer Reihe von Aufbereitungsschritten unterzogen. Alle nachfolgend beschriebenen Operationen wurden mit der Visualisierungs- und Analysesoftware IDL (Interactiv Data Language) durchgeführt.

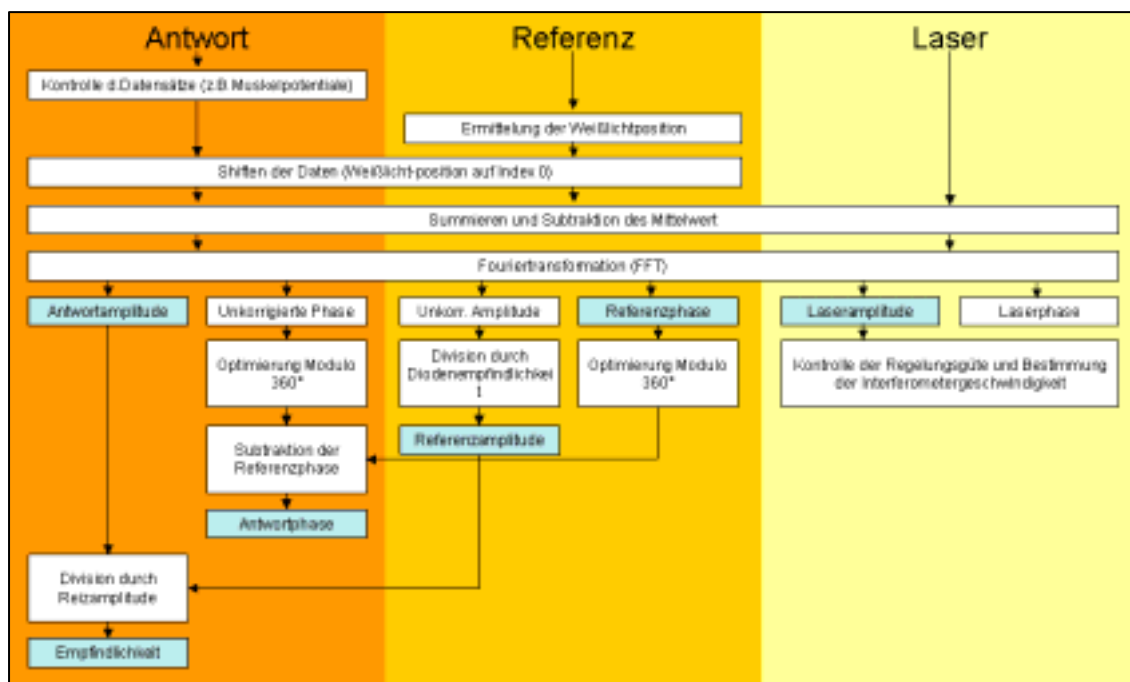


Abb. 4-17: Darstellung der Aufbereitungsschritte einer FIS-Messung. Die blau unterlegten Kästen stellen Ergebnisse dar, die in dieser Arbeit verwendet werden.

Alle Antwortdatensätze werden visuell auf ihre Güte hin kontrolliert. Unbrauchbare Datensätze aufgrund von offensichtlichen Artefakten oder der Übersteuerung eines Verstärkers durch Muskelpotentiale werden verworfen.

Für alle weiteren Antwortdatensätze wird jeweils folgendes Verfahren angewandt:

1. Ermittlung der Weißlichtposition anhand des Index  $I_m$  vom Maximums (oder auch des Minimums, je nach Polung der Diode) im Datensatz der Referenzdiode. Für den Fall, dass die Drift während des Abspeicherns nicht vollständig korrigiert wurde oder das Interferometer starken thermischen Schwankungen ausgesetzt ist, kann sich  $I_m$  von Messung zu Messung ändern. Daher müssen die Datensätze von allen Messungen einzeln bearbeitet werden.
2. Verschieben des Reizantwort- und des Referenzdatensatzes um  $-I_m$ . Dies ist notwendig, um die Sinussignale von Reiz und Antwort in Cosinuswerte umzu-

wandeln, denn mit der Fouriertransformation wird die Phase der Antwort im Bezug auf den Cosinus berechnet. Das Amplitudenspektrum wird durch das Rotieren des Datensatzes nicht beeinflusst.

3. Zur Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses werden die Reiz- und Antwortdatensätze aufsummiert. Wegen der chromatischen Aberration des Strahlenteilers im Interferometer ergeben sich aber je nach Richtung der Ansteuerung (UP, DOWN) leicht unterschiedliche Reizphasen, die wiederum zu unterschiedlichen Reizantworten führen. Deshalb werden nur Datensätze derselben Richtung summiert, es ergeben sich pro Messreihe jeweils 2 Summendatensätze für Reiz und Reizantwort. Da ein konstanter Gleichanteil im Signal nach der FFT zu einem sehr großen Betrag an der Stelle 0 im Amplitudenspektrum führt, wird jeweils der Mittelwert der Datensätze subtrahiert.
4. Für die so aufbereiteten Reiz- und Antwortdatensätze sowie die Laserdaten wird eine FFT durchgeführt. Es ergeben sich pro Messung 12 Ergebnisdatensätze: jeweils beide Richtungen der Translatorbewegung ein Amplituden- und Phasenspektrum für Reiz-, Antwort- und Lasersignal.
5. Die Phasenspektren von Reiz und Antwort werden nun manuell für die den sichtbaren Bereich betreffenden Indizes durch Addition oder Subtraktion von 360 zu einzelnen Datenpunkten so verändert, dass sich ein möglichst glattes Phasenspektrum ergibt (siehe auch 4.3.4).
6. Um die tatsächliche Antwortphase zu erhalten, die durch das zu untersuchende System selbst erzeugt wird, muss vom berechneten Antwortphasenspektrum das Phasenspektrum des Reizes subtrahiert werden.
7. Für den Fall, dass die spektrale Empfindlichkeit bestimmt werden soll, muss entsprechend das Antwortamplitudenspektrum durch das Amplitudenspektrum des Reizes dividiert werden. Das Reizamplitudenspektrum muss aber vorher noch durch die Empfindlichkeit der Referenzdiode dividiert werden, um den Einfluss der Diode herauszurechnen und so das tatsächliche Spektrum der Lichtquelle zu erhalten.

Das Laseramplitudenspektrum muss nicht weiter korrigiert werden. Wie in Abbildung Abb. 4-15 zu sehen, ergibt sich die Güte der Regelung aus dem Verhältnis vom Maximum (an der Stelle mit dem Index, der der Anzahl der gefahrenen Laserperioden entspricht) zu dem Mittelwert der anderen Amplituden.

### 4.4.5 Erläuterungen zur vektoriellen Addition

Um die Interpretation der in 5.2 beschriebenen Messungen zu erleichtern, sollen in diesem Abschnitt kurz die Zusammenhänge zwischen der FIS-Antwort, den Ergebnissen der Fouriertransformation und den schließlich dargestellten Amplituden- und Phasenspektren erläutert werden. Durch die Fouriertransformation der gemessenen Antwortsignale auf den FIS-Reiz ergeben sich spektrale Cosinus- und Sinusanteile, aus denen Amplituden- und Phasenantworten berechnet werden können. Die Amplitude  $a$  für eine Wellenlänge  $\lambda$  berechnet sich zu

$$a(\lambda) = \sqrt{\cos(\lambda)^2 + \sin(\lambda)^2} \tag{Formel 4-5: Amplitude der FIS-Antwort}$$

Die Phase  $p$  für eine Wellenlänge  $\lambda$  berechnet sich zu

$$p(\lambda) = \arctan\left(\frac{\sin(\lambda)}{\cos(\lambda)}\right) \tag{Formel 4-6: Phase der FIS-Antwort}$$

In Abb. 4-21 ist das Verhältnis von Cosinus- und Sinusanteil der Antwort zu Amplitude (Abb. 4-20) und Phase (Abb. 4-19) einer einfachen FIS-Antwort dargestellt, das mit einer konstanten Phase  $\varphi$  verzögert auf den Reiz reagiert.

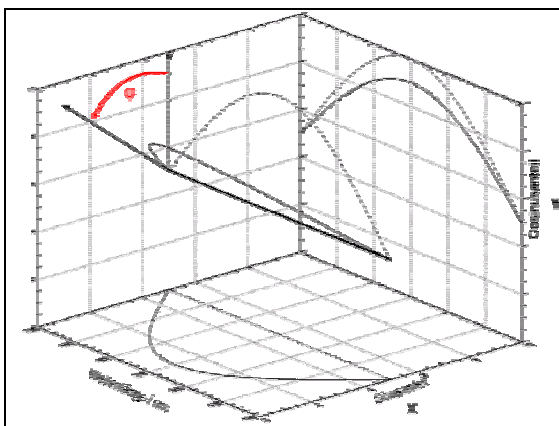


Abb. 4-18: Schematische Darstellung der um die konstante Phase  $\varphi$  verzögerten Systemantwort auf einen FIS Reiz

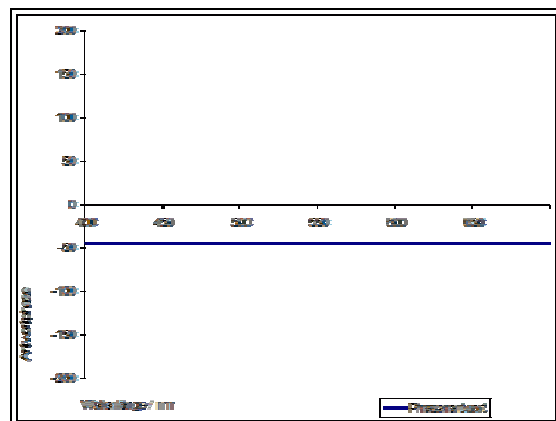


Abb. 4-19: Phasenantwort der Reaktion aus Abb. 4-18.

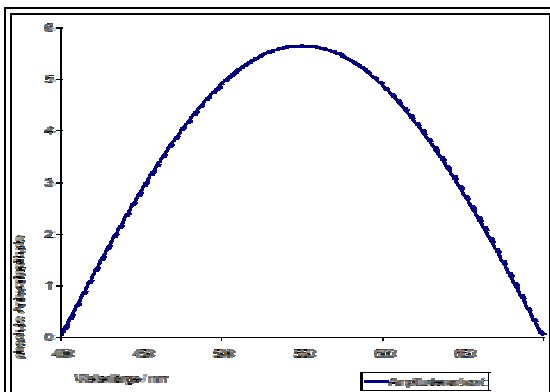


Abb. 4-20: Amplitude der Reaktion aus Abb. 4-18.

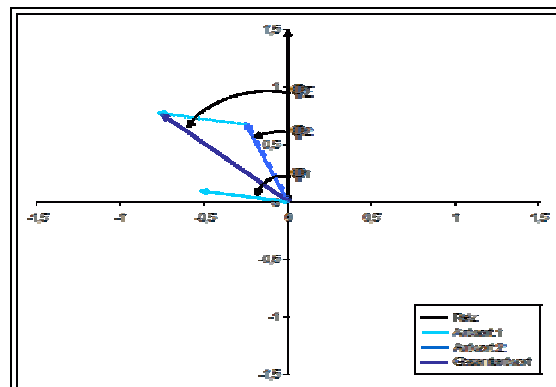


Abb. 4-21: Vektoriellen Addition zweier Teilsysteme

In Abb. 4-21 ist die Reaktion eines komplexeren Systems dargestellt, bei dem auf den Reiz zwei voneinander unabhängige Teilsysteme  $S_1$  und  $S_2$  mit  $a_1$  und  $a_2$  antworten. Die Teilantworten addieren sich vektoriell zur Gesamtantwort  $v_{ges}$ . Für den Vektor der Gesamtantwort  $v_{ges}$  für eine Wellenlänge  $\lambda$  gilt

$$v_{ges}(\lambda) = v_1(\lambda) + v_2(\lambda)$$

*Formel 4-7: Vektorielle  
Addition zweier Teilsysteme*

Die Amplitude der Gesamtantwort  $a_{ges}$  für eine Wellenlänge  $\lambda$  berechnet sich zu

$$a_{ges}(\lambda) = \sqrt{(\cos(\alpha_1(\lambda)) + \cos(\alpha_2(\lambda)))^2 + (\sin(\alpha_1(\lambda)) + \sin(\alpha_2(\lambda)))^2}$$

*Formel 4-8: Amplitude  
der Gesamtantwort*

Die Phase der Gesamtantwort  $p_{ges}$  für eine Wellenlänge  $\lambda$  berechnet sich zu

$$p_{ges}(\lambda) = \arctan\left(\frac{\cos(\alpha_1) + \cos(\alpha_2)}{\sin(\alpha_1) + \sin(\alpha_2)}\right)$$

*Formel 4-9: Phase der  
Gesamtantwort*

In Abb. 4-25 ist eine komplexe FIS-Antwort räumlich und zu einzelnen Wellenlängen  $\lambda$  die jeweils zugehörigen Vektoren  $v_{ges}(\lambda)$  dargestellt. In Abb. 4-22 und Abb. 4-23 sind dazu zur Verdeutlichung die Cosinus- und Sinusanteile noch einmal gezeigt.



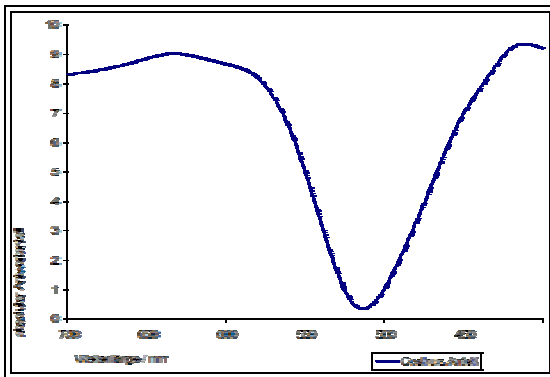


Abb. 4-22: Cosinusanteil der Antwort

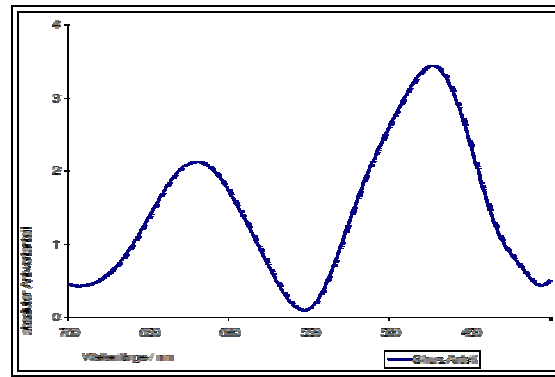


Abb. 4-23: Sinusanteil der Antwort

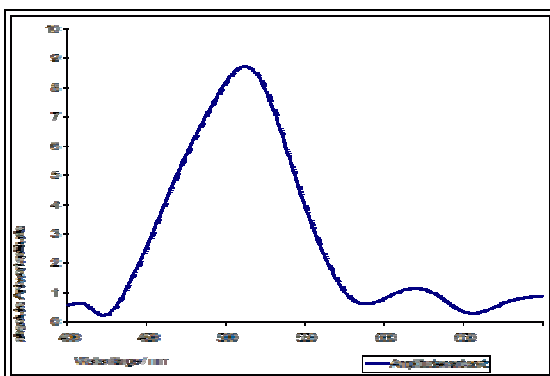


Abb. 4-24: links oben, Amplitudenspektrum der Antwort

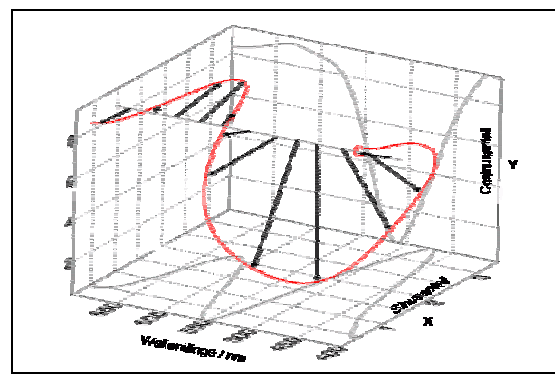


Abb. 4-25: oben, Beispiel für eine komplexe FIS-Antwort

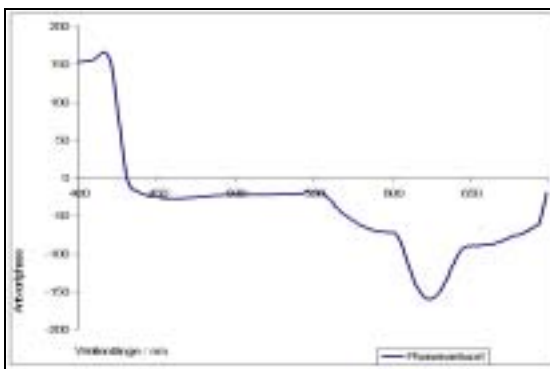


Abb. 4-26: links, Phasenspektrum der Antwort

## 4.5 Zusammenfassung der Methodik

In der vorliegenden Arbeit werden die Probanden in derselben Art und Weise präpariert. Die Pupille wird erweitert (Wirkstoff Tropicamid) und desensibilisiert (Wirkstoff Oxybuprocainhydrochlorid), so dass anschließend eine Corneaelektrode in Form einer bedampften Kontaktlinse eingesetzt werden kann. Referenzelektroden werden an Stirn und Ohr befestigt.

Während der Messung werden die Referenz- und Antwortsignale mit einem handelsüblichen Rechner mit Signalerfassungskarte digitalisiert und gespeichert. Derselbe Rechner dient auch zur Steuerung der elektromechanischen Komponenten in Scanner und Interferometer. Als Lichtquelle diente für alle Untersuchungen eine Xenon-Hochdrucklampe. Je nach Messung wurden weitere farbige Filter verwendet.

Der Scanner besteht aus einem Gitter, welches um die Gitterachse zentral gedreht werden kann, um das eingespeiste Licht in der Intensität zu modulieren. Die Ansteuerung erfolgt analog über die Signalwandlerkarte des Rechners. Für die Messungen mit dem Scanner werden in 4 Einzelmessungen komplexe Sinuskurven zur Modulation der Lichtquelle verwendet, die sich aus Sinuskurven unterschiedlicher Frequenz zusammensetzen, aber jeweils nur eine Oktave umspannen. So werden Überlappungen von linearen und nichtlinearen Antwortanteilen vermieden. Die Einzelmessungen werden dann zum Gesamtergebnis über den ganzen Frequenzbereich zusammengesetzt.

Für die FIS-Messungen wird ein Michelson-Interferometer über den Rechner angesteuert. In dem Interferometer wird das einfallende Licht mittels eines Strahlenteilers in zwei Teilstrahlen getrennt, die nach Reflektion an einem Spiegel wieder miteinander interferieren. Wird einer der Spiegel bewegt, tritt eine Differenz in der von den beiden Strahlen durchlaufenen Wegstrecke auf, welches dann in Abhängigkeit von der Wegdifferenz zu einer mehr oder weniger starken Auslöschung führt. Der Grad der Auslöschung ist abhängig von der Wellenlänge des Lichts. Wird nun der Spiegel kontinuierlich bewegt, ergibt sich für jede im Licht der Xenonlampe enthaltene Wellenlänge eine sinusförmige Modulation, und zwar jeweils mit einer für diese Wellenlänge spezifischen Frequenz. Mittels der Fouriertransformation der Signale kann dann wieder der Bezug von Antwortgröße zu Wellenlänge hergestellt werden. Für jede FIS-Messung wurden mehrere Datensätze (Laser-, Referenz- und Antwortsignal) abgespeichert, so dass jede Messung wiederum aus vielen Einzelmessungen besteht. Die artefaktfreien Einzelmessungen wurden dann gemittelt, gefiltert und fouriertransformiert. Als Ergebnis erhält man die Real- und Imaginäranteile, die zu einer Amplitudenantwort und einer Phasenantwort verrechnet werden.

In der vorliegenden Arbeit werden Signale vektoriell betrachtet. Das bedeutet, dass die Antworten auf Scanner- und FIS-Reize nicht nur bezüglich ihrer Amplitude erfasst und analysiert werden, sondern auch bezüglich ihrer Phasenlage relativ zum Reiz. Werden zwei Systeme stimuliert, so setzt sich die Gesamtantwort aus einer vektoriellen Addition der Einzelsignale zusammen.

## 5 Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse unterteilt sich in zwei Abschnitte. Im ersten Abschnitt werden die Ergebnisse aus den Messungen mit der Scanner-Apparatur dargestellt. Diese Messungen dienen der grundsätzlichen Untersuchung des Antwortverhaltens des Auges auf sinusförmige Reize, insbesondere der Frequenzabhängigkeit des antwortenden Systems sowie der Untersuchung, ob und in welcher Art unterschiedliche Systeme an der Gesamtantwort beteiligt sind. Im zweiten Abschnitt werden die Resultate aus den Messungen mit der FIS-Apparatur erläutert, die auf den Ergebnissen der Scannermessungen aufbauen.

### 5.1 Scanner

Ziel der Scannermessung war es, das zeitliche Antwortverhalten des Auges genauer zu bestimmen. Da es sich bei dem FIS-Reiz um einen komplexen Sinusreiz handelt, bei dem jede Farbkomponente des Reizes in eine sinusförmige Helligkeitsschwankung gewandelt wird, setzt sich auch die Antwort des Auges aus sinusförmigen Antwortkomponenten zusammen. Dabei wird die Antwort jedoch von 3 Faktoren beeinflusst, nämlich

- der spektralen Empfindlichkeit,
- dem zeitlichen Antwortverhalten, sowie
- der vektoriellen Addition aller beteiligten Reaktionskomponenten

Die Scannermessungen können keine Aussage zur spektralen Empfindlichkeit machen, da sie keine Umsetzung der spektralen Komponenten des Reizes in sinusförmige Helligkeitsschwankungen durchführen. Vielmehr wurde ausschließlich die Helligkeit des gesamten Spektrums in Summe moduliert, dieses jedoch mit unterschiedlichen Modulationsgeschwindigkeiten, so dass ausschließlich das zeitliche Antwortverhalten bestimmt wird. Schließlich kann natürlich eine Analyse der Reaktion auf Scannerreize Aufschlüsse über das Zusammenwirken möglicher verschiedener Systeme im Auge geben, allerdings wiederum nur für den gesamten untersuchten Spektralbereich. Eine Aussage zum Zusammenwirken bei unterschiedlichen Reizspektren ist somit nur durch den Vergleich von Messreihen untereinander möglich. Um genau diese Unterschiede zu untersuchen, wurden die Scannermessungen sowohl mit weißem Reizlicht, als auch mit einer Reihe von Farbfiltern durchgeführt. Die Ergebnisse werden im Folgenden beschrieben.

---

### 5.1.1 Weißes Reizlicht

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse mit ungefilterten, spektral breitbandigen Reizlicht der Xenonlampe dargestellt. Anhand dieser Messungen werden einige grundlegende Eigenschaften der Scannerreizung erläutert.

#### 5.1.1.1 Einfluss von Pupillenfixation

Baker (Baker et. al. 1984) haben einen deutlichen Einfluss der Fixation der Pupille auf die Antwort des Auges auf sinusförmige Reize nachweisen können (siehe Abb. 5-2 und Abb. 5-1). Sie konnten zeigen, dass bei Messungen mit nicht fixierter Pupille eine maximale Antwort im Bereich von 1–3 Hz sowie ein weiteres Maximum bei 8-15 Hz auftraten. Wurde dieselbe Messung mit fixierter Pupille wiederholt, verschwand das Maximum zwischen 1-3 Hz völlig, während das Maximum bei 8-15 Hz von der Fixierung unbeeinflusst blieb. Zusätzlich konnte aber ein weiteres Maximum bei 20 Hz beobachtet werden. Auf die ebenfalls in Abb. 5-2 und Abb. 5-1 dargestellten Ergebnisse zu der nichtlinearen Antwort wird in dieser Arbeit nicht eingegangen. Sie sind für das Verständnis der weiteren Ausführungen nicht wesentlich und hätten zudem den Rahmen dieser Arbeit gesprengt.

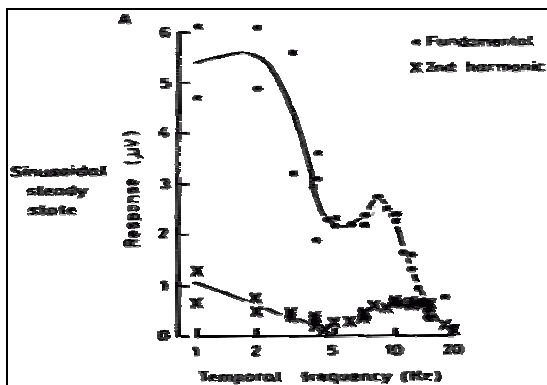


Abb. 5-1: Frequenzabhängiges Antwortverhalten mit nicht fixierter Pupille auf Ganzfeldreizung; gefüllte Punkte: lineare Antwortkomponente; Kreuze: nichtlineare Antwortkomponente (aus Baker 1984).

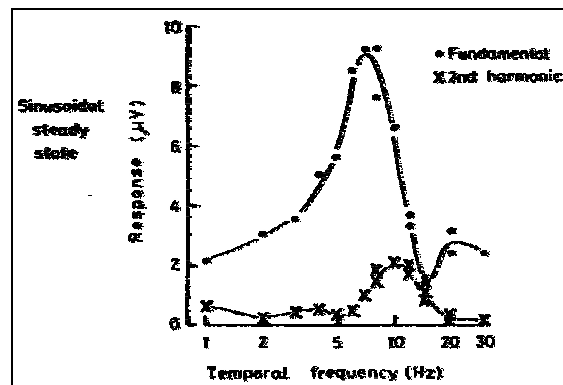


Abb. 5-2: Frequenzabhängiges Antwortverhalten mit fixierter Pupille bei Ganzfeldreizung; gefüllte Punkte: lineare Antwortkomponente; Kreuze: nichtlineare Antwortkomponente (aus Baker 1984).

Nachdem sowohl bei Scanner- wie bei FIS-Messungen der Einfluss der Pupille nicht interessiert und deswegen sauber von den Antwortkomponenten der Retina getrennt werden soll, wurden, wie bereits in 4.2 beschrieben, die Probanden ca. 30 Minuten vor Beginn der Messungen dunkeladaptiert und die Pupille des zu untersuchenden Auges fixiert. Eine Reihe von Untersuchungen hatte nun das Ziel nachzuprüfen, ob die Antwortkomponente der Pupille tatsächlich nicht bzw. nur wenig zur Gesamtantwort beigetragen hat.

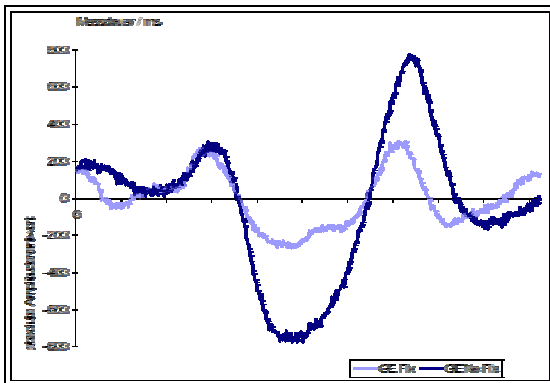


Abb. 5-3: Absolute Reizantwort für fixierte und nicht fixierte Pupille, Reizfrequenz 2-3 Hz (ge\_dilNoDil\_abs.gif).

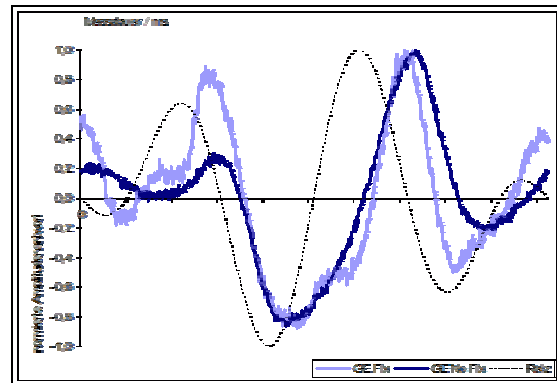


Abb. 5-4: Relative Reizantwort für fixierte und nicht fixierte Pupille, Reizfrequenz 2-3 Hz (ge\_dilNoDil\_rel.gif).

In Abb. 5-3 (absolute Werte) und Abb. 5-4 (normierte Werte) sind beispielhaft die Amplitudenantworten auf einen komplexen Sinusreiz von 2-3Hz, jeweils mit Phasenverschiebung, für fixierte und nicht fixierte Pupillen dargestellt. Die Antwortkurven unterscheiden sich deutlich in ihrer Form. Offensichtlich setzen sich die Antworten für fixierte und nicht fixierte Pupillen aus unterschiedlichen Komponenten zusammen, wie bereits aufgrund der Ergebnisse von Baker et. al. Zu vermuten war.

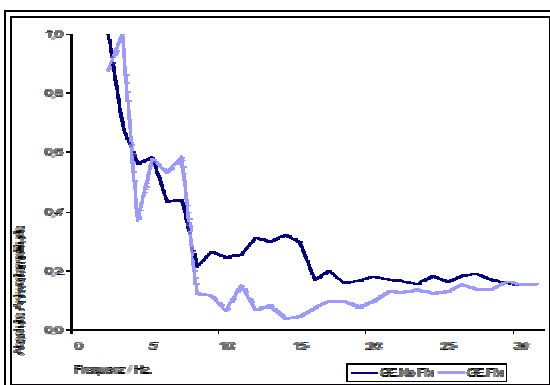


Abb. 5-5: Normierte Amplitudenantwort mit fixierter und nicht fixierter Pupille für GE (GE\_DiNoDil\_Ampl.gif)

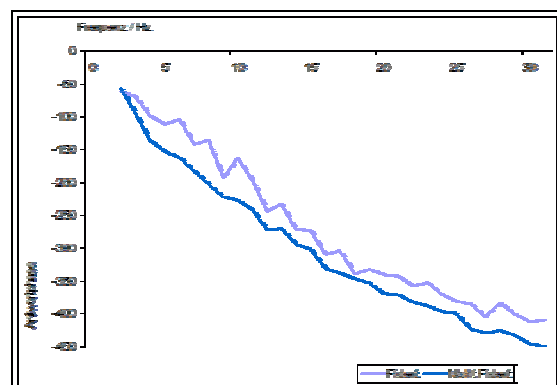


Abb. 5-6: Phasenantwort für GE, fixierte und nicht fixierte Pupille (GE\_DiNoDil\_Phase.gif).

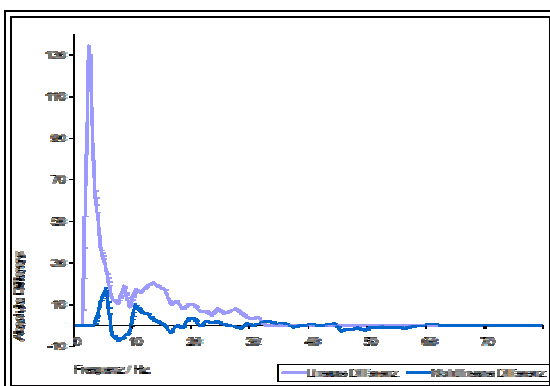


Abb. 5-7: Lineare und nichtlineare Differenz der absoluten Antwortamplituden für fixierte und nicht fixierte Pupille

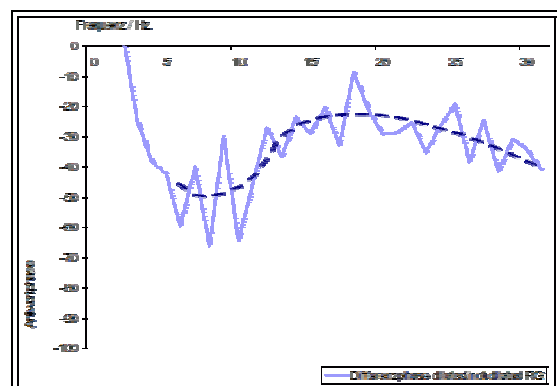


Abb. 5-8: Differenz der Phasenantworten von fixierter zu nicht fixierter Pupille.

Außerdem scheint die Antwort für nicht fixierte Pupillen um ca. 25 ms verzögert. Um die genaue Zusammensetzung der Antworten zu bestimmen, wurden diese nach dem oben beschriebenen Verfahren aufbereitet. Abb. 5-5 zeigt die Amplitudenantworten für beide Messungen, in Abb. 5-6 sind die Phasenantworten dargestellt.

Wie in Abb. 5-7 erkenntlich liegt die größte Differenz zwischen den Amplitudenantworten mit nicht fixierter und fixierter Pupille zwischen 2Hz und 6Hz. Dies ist auch der Bereich, in dem die Phasenantworten die stärksten Unterschiede pro Frequenz zeigen. Die starken Schwankungen zwischen 5Hz und 30Hz sind auf die geringe Signalstärke der Antwort zurückzuführen, der wahrscheinliche Kurvenverlauf wurde mit einer Ausgleichskurve beschrieben. Diese Differenz deutet auf unterschiedliche Reaktionszeiten hin, das negative Vorzeichen dieser Differenz belegt die Verzögerung, die ja bereits in Abb. 5-4 bei der Antwort auf niedrige Reizfrequenzen sichtbar geworden ist.

Deutlich wird, dass die Fixierung der Pupillen für die Isolierung der retinalen Antwort wichtig ist, da der Bereich des größten Einflusses der Pupillenreaktion (2 – 6 Hz) genau den Frequenzbereich der FIS-Messungen (2 – 4 Hz) betrifft. Allerdings konnte bei der gewählten Methode der Pupilleneinfluss auf die Reizantwort nur gemindert, jedoch nicht vollständig unterdrückt werden. Unklar ist der Grund für den relativ zu dem bei Baker et. al. gefundenen, starken Pupilleneinfluss. Folgende Möglichkeiten kommen dafür in Betracht:

- **Zu kurze Einwirkdauer:** Möglich wäre, dass die Einwirkdauer des Fixationsmittels zu kurz gewählt wurde. Allerdings wurde zum Beginn dieser Arbeit die Pupillenreaktion nach dem Einwirken stichprobenartig durch Beleuchten mit einer Taschenlampe geprüft. Dabei war keine sichtbare Reaktion mehr feststellbar.
- **Einfluss der nicht fixierten Pupille:** Bei den Messungen wurde jeweils nur die Pupille des zu untersuchenden Auges fixiert. Zwar wurde das andere Auge während der Messung keinem Reiz ausgesetzt (siehe Aufbau in Abb. 4-7 ), denkbar wäre aber, dass die Steuerung der Pupillenreaktion über die mittlere Beleuchtungsstärke beider Augen erfolgt, so dass auch die Pupille des nicht untersuchten Auges von der Helligkeitsregelung des untersuchten Auges mit den entsprechenden Reizfrequenzen angesteuert worden wäre.
- **Wirksamkeit der Medikamente:** leider ist nicht bekannt, auf welche Weise und mit welchen Medikamenten Baker et. al. die Fixierung durchgeführt haben. Denkbar wäre aber, dass die für diese Untersuchung durchgeführten Medikamente weniger wirksam waren, so dass die Pupille des zu untersuchenden Auges nicht vollständig fixiert war.

Wichtig für die weiter unten beschriebenen FIS-Messungen ist, dass mit hoher Wahrscheinlichkeit auch dort die verbleibende Pupillenreaktion eingeflossen ist. Diese muss zur Interpretation des Ergebnisses und ggf. zur Simulation der zu Grunde liegenden Mechanismen berücksichtigt werden.

---

### 5.1.1.2 Simulation der Scannerantworten

Zunächst soll aber die Reaktion für Scannermessungen simuliert werden, um Erklärungen für die möglicherweise zugrunde liegenden Mechanismen geben zu können. Wegen des Prinzips der vektoriellen Addition, das als Verarbeitungsmechanismus vermutet wird, müssen für die Simulation aller Ergebnisse dieser Arbeit immer gleichzeitig beide Ergebnisbereiche, also sowohl Amplituden- wie Phasenantwort simuliert und zur Übereinstimmung gebracht werden, wobei für beide Bereiche jeweils dieselben, folgende Parameter zur Verfügung stehen:

- Die Anzahl der zugrunde liegenden Systeme
- Die jeweilige spektrale Empfindlichkeit dieser Systeme
- Das zeitliche Antwortverhalten dieser Systeme

Aus der Gesamtheit der Scannermessungen, die für diese Arbeit durchgeführt wurden, konnten grundlegende Rückschlüsse auf die zugrunde liegenden Verarbeitungsmechanismen gezogen werden. Diese sollen im Folgenden beschrieben werden.

- **Eine Antwortkomponente entspricht der Pupillenreaktion:** Diese Schlussfolgerung ergibt sich aus den Messungen mit fixierter und nicht fixierter Pupille sowie dem Vergleich der Ergebnisse mit den Resultaten von Baker et. al. Der Einfluss dieses Teilsystems (B) ist im Bereich von 1-5 Hz bestimmend.
  - **Es wirken neben der Pupillenreaktion weitere Teilsysteme:** Es ist klar, das in den Antworten mit fixierter und nicht fixierter Pupille dieselben Teilsysteme wirken, wobei natürlich die Pupillenreaktion bei fixierter Pupille schwächer wirkt. Deshalb kann direkt gefolgert werden, dass zwei weitere Teilsysteme in den Antworten enthalten sind. Das Teilsystem A hat ein Maximum bei 4-8Hz, ein weiteres Teilsystem E ist im Bereich von 9-16Hz wirksam.
  - **Es sind zwei antagonistisch wirkende Teilsysteme beteiligt:** Die Systemantwort mit fixierter Pupille hat ab 16Hz eine linear ansteigende Amplitude, die nicht nur beim Probanden GE, sondern auch bei anderen Probanden (z.B. SM, siehe Abb. 5-16) zu beobachten ist. Es ist, zumindest in dem hier betrachteten Frequenzbereich, kein Maximum erkennbar. Es gibt in der Literatur keine Hinweise auf retinale Mechanismen, die im Bereich ab 16Hz bei ansteigender Reizfrequenz mit größerer Amplitude antworten. Daher wird davon ausgegangen, dass es sich bei diesem System um zwei antagonistisch wirkende Teilsysteme (C, D) handelt, die leicht unterschiedliche Reaktionszeiten haben. Diese Teilsysteme haben zueinander eine Phasenverschiebung von 180 Grad. Bei steigender Frequenz kommt es zu einer zunehmenden Phasenverschiebung, was wiederum bedeutet, dass die beiden antagonistischen Teilsysteme sich nicht mehr vollständig aufheben. Das Ergebnis ist eine linear zur Frequenz ansteigende Amplitudenantwort. Dabei ist wichtig, dass die beiden Teilsysteme eine
-

weitgehend frequenzunabhängige Amplitude aufweisen, da sich anderenfalls durch die vektorielle Addition der beiden Teilsysteme keine mit der Frequenz linear ansteigende Amplitude ergeben würde. Die Sicht von zwei sich phasenmäßig gegeneinander verschiebenden Teilsystemen wird auch durch die linear abhängige Phase (siehe Abb. 5-13) gestützt.

Außerdem wurde versucht, mit einer minimalen Zahl an Systemen möglichst alle Messungen zu simulieren. Deshalb wurde nach obiger Begründung von 5 Systemen A bis E mit den Vektoren  $v_a$ ,  $v_b$ ,  $v_c$ ,  $v_d$  und  $v_e$  ausgegangen, die sich mit entsprechender Gewichtung mit den Parametern  $a - e$  sowie den Verzögerungen  $t_a - t_e$  wie folgt zur Gesamtantwort  $v_{ges}$  addieren:

$$v_{ges}(t_{ges}) = a * v_a(t_a) + b * v_b(t_b) + c * v_c(t_c) + d * v_d(t_d) + e * v_e(t_e) \quad \text{Formel 5-1: Addition der Teilsysteme zur Gesamtantwort}$$

Dazu wurden pro Simulation die Parametern  $a - e$  und  $t_a - t_e$  so gewählt, dass eine optimale Übereinstimmung sowohl mit der Amplituden- als auch der Phasenantwort erzielt wurde. Mit diesen Annahmen wurde versucht, die Messung von GE mit fixierter und nicht fixierter Pupille zu simulieren. Die Ergebnisse werden im Folgenden dargestellt.

In Abb. 5-9 sind die Kurven zur Frequenzabhängigkeit der Systeme A bis E dargestellt. Diese Kurven wurden durch schrittweise Annäherung des Gesamtergebnisses an das tatsächliche Messergebnis von GE mit fixierter Pupille ermittelt. Tabelle 2 zeigt die entsprechenden Parameter  $a$  bis  $e$  sowie die Verzögerungen  $t_a$  bis  $t_e$ .

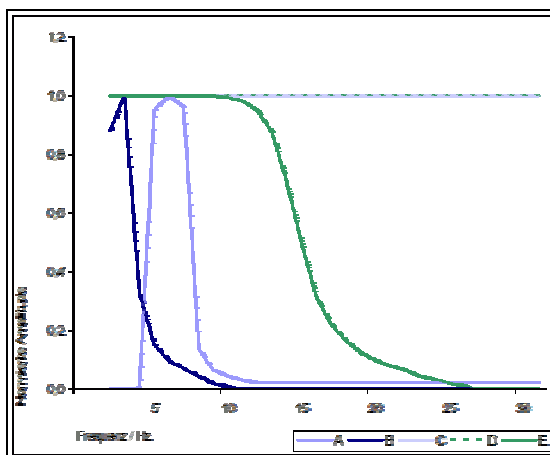


Abb. 5-9: Frequenzabhängige Amplituden der für die Simulation von GE verwendeten Systeme (SIM\_GE\_A-E\_weiss.gif).

System, Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	52,0
A Faktor, $a$	4,5
B Delay, $t_b$ /ms	69,0
B Faktor, $b$	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	34,0
C Faktor, $c$	0,4
D Delay, $t_d$ /ms	24,0
D Faktor, $d$	-1,2
E Delay, $t_e$ /ms	35,0
E Faktor, $e$	1,0

Tabelle 2: Parameter zur Simulation der Scannermessung Weißlicht mit Person GE



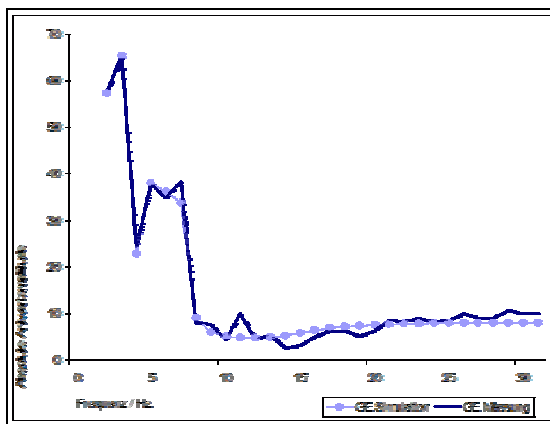


Abb. 5-10: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit Weißlicht (SIM\_GE\_Ampl\_weiss.gif)

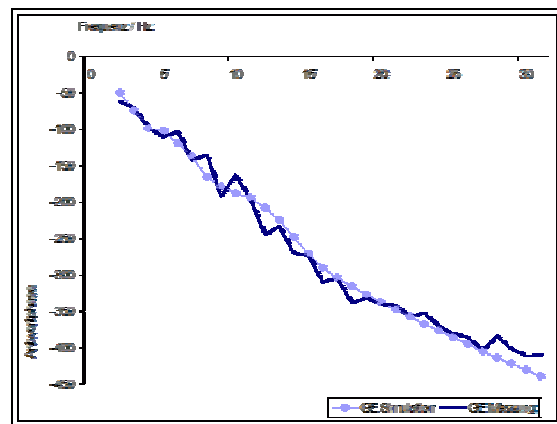


Abb. 5-11: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit Weißlicht (SIM\_GE\_Phase\_weiss.gif)

In Abb. 5-10 und Abb. 5-11 sind Amplituden- und Phasenmessung sowie jeweils das Ergebnis der Simulation dargestellt. Wie zu erkennen ist, können die Messergebnisse mit den in Abb. 5-9 dargestellten Kurvenverläufen sowie den Parametern aus Tabelle 2 sehr gut nachgebildet werden.

Wenn die im vorherigen Absatz getroffenen Annahmen korrekt sind, so müssen sich mit dem Modell natürlich auch weitere Messungen simulieren lassen, und zwar ausschließlich durch Anpassung der Parameter. Daher wurde im nächsten Schritt versucht, die Ergebnisse aus den Messungen mit nicht fixierter Pupille zu simulieren, wobei wiederum die Teilsysteme A – E mit dem bereits dargestellten frequenzabhängigen Verhalten (siehe Abb. 5-12) angenommen wurden, diesmal mit den in Tabelle 3 angegebenen Parametern.

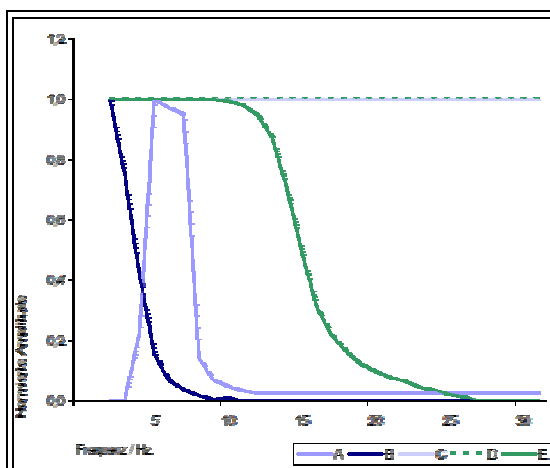


Abb. 5-12: Amplituden der für die Simulation von GE verwendeten Systeme in Abhängigkeit von der Frequenz (SIM\_GE\_A-E\_weiss\_nichtweit.gif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	84,0
A Faktor, a	2,1
B Delay, $t_b$ /ms	89,0
B Faktor, b	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	31,0
C Faktor, c	0,4
D Delay, $t_d$ /ms	27,0
D Faktor, d	-1,6
E Delay, $t_e$ /ms	50,0
E Faktor, e	2,3

Tabelle 3: Parameter zur Simulation der Scannermessung Weißlicht mit Person GE

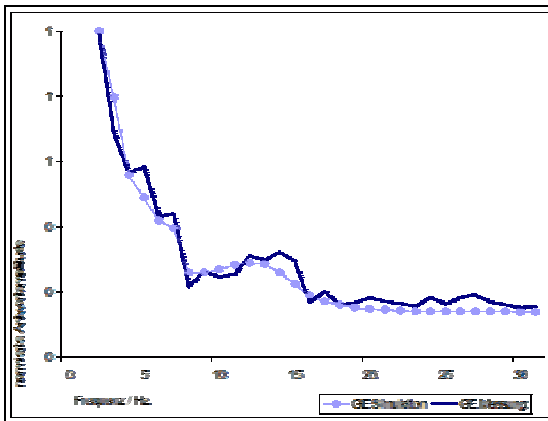


Abb. 5-13: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit Weißlicht (SIM\_GE\_Ampl\_weiss\_nodil.gif)

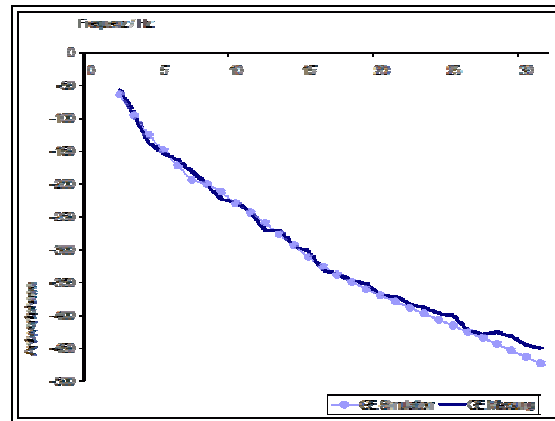


Abb. 5-14: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit Weißlicht (SIM\_GE\_Phase\_weiss\_nodil.gif)

Allerdings mussten die Kurven der Teilsysteme A und B im Bereich unter 7 Hz leicht modifiziert werden, um eine gute Übereinstimmung mit den Messergebnissen zu bekommen. Auf die Gründe dafür sowie die Schlussfolgerungen für das Modell wird in 7.2 eingegangen.

GE Params	Nicht fixiert	Fixiert
A Delay $t_a$ /ms	84,0	52,0
A Faktor	2,1	4,5
B Delay $t_b$ /ms	89,0	69,0
B Faktor	10,0	10,0
C Delay $t_c$ /ms	31,0	34,0
C Faktor	0,4	0,4
D Delay $t_d$ /ms	27,0	24,0
D Faktor	-1,6	-1,2
E Delay $t_e$ /ms	50,0	35,0
E Faktor	2,3	1,0

Tabelle 4: Vergleich der Parameter zur Simulation der Messungen von fixierter und nicht fixierter Pupille

musste zwar für den Parameter b der maximale Wert (10,0) angenommen werden, allerdings ergab sich in der Simulation der fixierten Reaktion ein über doppelt so hoher Wert für System A, so dass zumindest das Verhältnis  $a/b$  um den Faktor 2,1 erhöhte. Das Verhältnis  $c/b$  und  $d/b$  bleibt für beide Simulationen konstant, während sich im Verhältnis von fixierter zu nicht fixierter Pupille für  $e/b$  ein um den Faktor 2,3 niedrigerer Wert ergibt.

In Tabelle 4 sind die Parameter zur Simulation der beiden obigen Messungen zusammen gefasst. Außer der Fixierung der Pupille sind die beiden obigen Messungen unter denselben Bedingungen vorgenommen worden. Daher ist zu erwarten, dass sich vor allem der Anteil des als Pupillenreaktion interpretierten Teilsystems B an der Gesamtreaktion, also Parameter b, bei der Messung mit fixierter Pupille im Vergleich zur Messung mit nicht fixierter Pupille reduziert. Dieser Effekt kann zumindest teilweise nachgewiesen werden. In beiden Simulationen

Zur Erklärung der in Tabelle 4 gegenübergestellten Simulationsparameter können folgende Punkte dienen:

- **Teilsystem B** setzt sich zusammen aus dem Signal (Helligkeitskanal) der Retina, der Nerven des Muskels sowie dem Muskelpotential selbst. Der Muskel reagiert langsam verglichen mit den nervösen Signalen. Wird nun der Muskel betäubt, so reagiert das Teilsystem schneller!
  - Die **Teilsysteme A und E** werden nicht nur vom Scanner moduliert, sondern auch durch die vom Scanner modulierte Pupille (= Helligkeitskanal). Dies tritt besonders deutlich in den langsamen Teilmessungen auf, wird aber durch die gemeinsame Simulation aller Teilmessungen "verwaschen" und führt letztlich zu einer Verzögerung der Systemreaktion.
  - Die **Teilsysteme C und D** sind Frequenz unabhängig, deshalb macht sich eine zusätzliche Rückkopplungs-Modulation dort nicht deutlich bemerkbar.
  - **Teilsystem A** reagiert bei nicht fixierten Pupillen schwächer, weil durch die Rückkopplung mit der Helligkeit gesteuerten Pupille die mittlere Beleuchtung auf der Retina niedriger liegt.
  - Die **Teilsysteme C und D** reagieren in beiden Messungen annähernd gleich stark. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass für ein Gegenfarb- bzw. Kontrastverstärkungsmechanismus nicht die absolute (und damit im nicht fixierten Fall niedrigere) Beleuchtung der Retina ausschlaggebend ist, sondern die Helligkeitsschwankungen, die jedoch in beiden Fällen im gleichen Rahmen liegen.
  - **Teilsystem E** ist frequenzabhängig und wird durch die Pupille zusätzlich moduliert. Im Signalanteil des Teilsystems sind also auch Modulationen der Pupille "enthalten", wodurch die Amplitude verstärkt wird.
-

### 5.1.1.3 Unterschiede zwischen Probanden

Um die Variabilität der ERG-Antworten auf weiße Scannerreize feststellen zu können, wurden die Ergebnisse von verschiedenen Versuchspersonen miteinander verglichen.

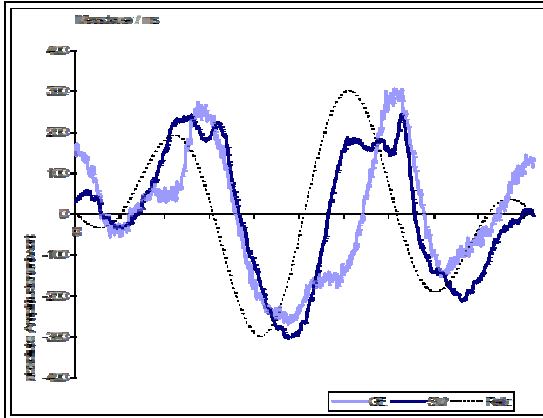


Abb. 5-15: Antwort von GE und SM für 2-3 Hz, jeweils mit fixierter Pupillen (ge\_sm\_dilated\_abs.jpg).

Hier werden die Ergebnisse von GE und SM beschrieben und verglichen, weil an diesen Beispielen die möglichen Unterschiede besonders deutlich werden. In Abb. 5-15 werden die Reaktionen der beiden Probanden für Reizfrequenzen von 2Hz bis 3Hz gegenübergestellt. Deutlich ist zu erkennen, dass sich die jeweiligen Antworten offensichtlich aus unterschiedlich ausgeprägten Komponenten zusammensetzen. Um detailliert die frequenzabhängigen Unterschiede zwischen den Probanden zu ermitteln,

wurden die Messung wie in 4.3.4 beschrieben aufbereitet und in den Abb. 5-16 und Abb. 5-17 gegenübergestellt.

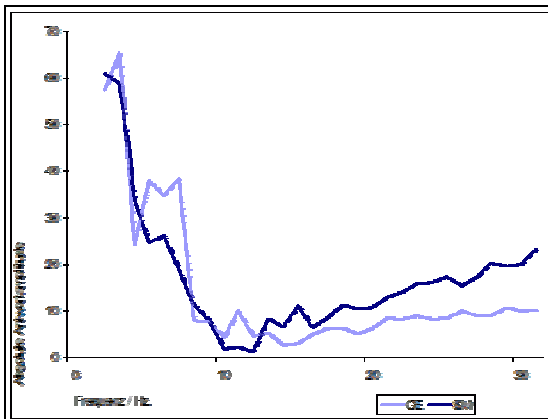


Abb. 5-16: Frequenzabhängige Antwortamplitude von GE und SM auf weißes Reizlicht (SM\_GE\_Ampl\_weiss.gif).

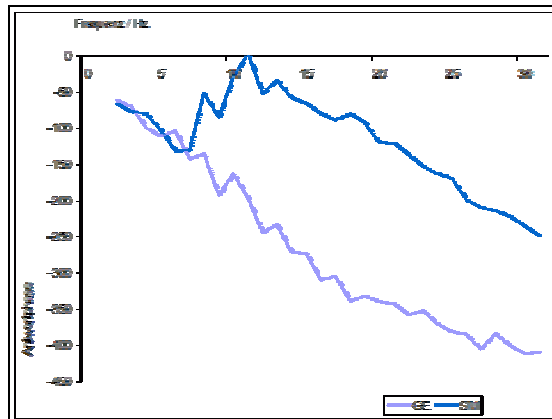


Abb. 5-17: Frequenzabhängige Phasenantwort von GE und SM auf weißes Reizlicht (SM\_GE\_Phase\_weiss.gif).

Wie zu erkennen ist, unterscheiden sich die Reaktionen der beiden Probanden deutlich voneinander. Im Folgenden wird versucht, die Messung von SM mit dem oben entwickelten Modell zu simulieren.

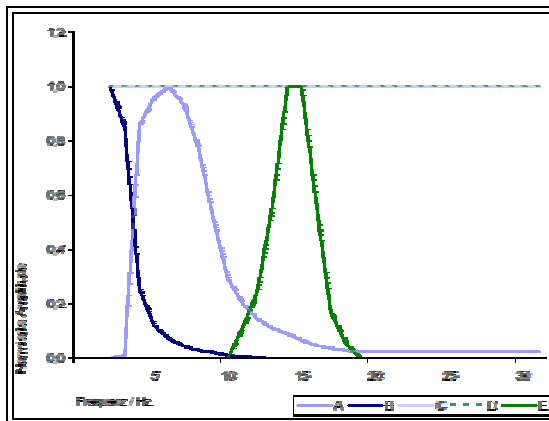


Abb. 5-18: Amplituden der für die Simulation von SM verwendeten Systeme in Abhängigkeit von der Frequenz (SIM\_SM\_A-E\_weiss.gif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	40,0
A Faktor, a	3,5
B Delay, $t_b$ /ms	55,0
B Faktor, b	9,1
C Delay, $t_c$ /ms	21,0
C Faktor, c	1,2
D Delay, $t_d$ /ms	32,0
D Faktor, d	-1,6
E Delay, $t_e$ /ms	43,0
E Faktor, e	-0,6

Tabelle 5: Parameter zur Simulation der Scannermessung Weißlicht mit SM

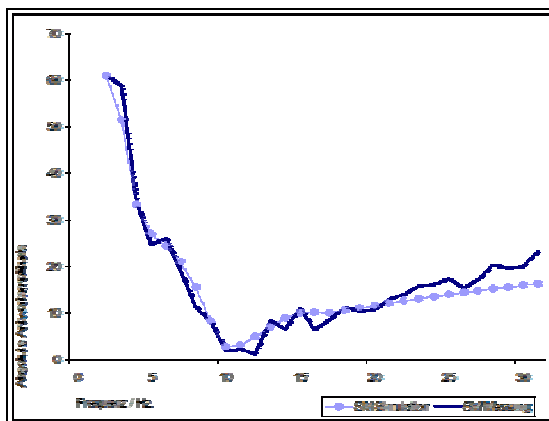


Abb. 5-19: Simulation der Antwortamplitude von SM auf Messung mit Weißlicht (SIM\_SM\_Ampl\_weiss.gif)

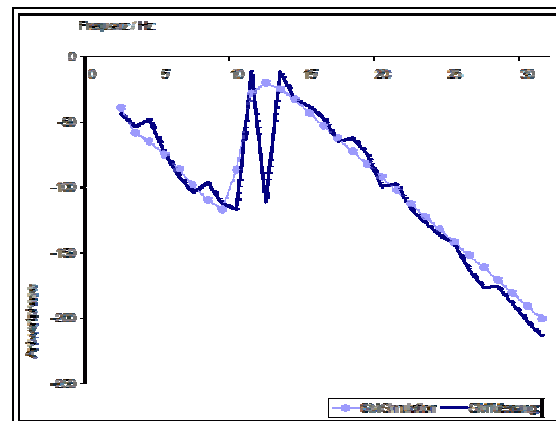


Abb. 5-20: Simulation der Antwortphasen von SM auf Messung mit Weißlicht (SIM\_SM\_Phase\_weiss.gif).

In Abb. 5-19 und Abb. 5-20 sind die tatsächlichen Messungen sowie deren Simulation dargestellt. Wie zu erkennen ist, genügen auch in diesem Fall die oben beschriebene Anzahl von 5 Systemen zur Nachbildung der Amplituden und Phasen. Die Schwankungen der Phasenantwort im Bereich von 10 – 13 Hz sind auf die niedrige Antwortamplitude und den damit hohen Rauschanteil zurückzuführen.

Allerdings mussten für SM von GE abweichende Frequenzabhängigkeitskurven definiert werden. Dazu wird in 7.1 Stellung genommen. Die Parameter zur Simulation finden sich in Tabelle 5.

Parameter	GE	SM
A Delay $t_a$ /ms	52,0	40,0
A Faktor	4,5	3,5
B Delay $t_b$ /ms	69,0	55,0
B Faktor	10,0	10,0
C Delay $t_c$ /ms	34,0	21,0
C Faktor	0,4	1,2
D Delay $t_d$ /ms	24,0	32,0
D Faktor	-1,2	-1,6
E Delay $t_e$ /ms	35,0	43,0
E Faktor	1,0	-0,6

Tabelle 6: Vergleich der Parameter zur Simulation der Messungen von GE und SM, Weißlicht

In Tabelle 6 sind die Parameter für GE und SM gegenübergestellt. Um die Vergleichbarkeit zu erleichtern, wurden alle Parameter so normiert, dass der Faktor b des Teilsystems B jeweils 10,0 beträgt. Es ist festzustellen, dass Teilsystem B bei SM schneller reagiert als bei GE. Wie deutlich geworden ist, beinhalten auch die Messungen mit fixierter Pupille weiterhin Antwortanteile des Pupillensystems, insbesondere des Muskels selbst. Der Grad der Fixierung selbst ist aber nie speziell untersucht worden, da immer von einer ausreichenden (meint: die Muskelreaktion vollständig unterdrückenden) Fixierung ausgegangen wurde. Dass nun SM mit Teilsystem B schneller reagiert als GE, könnte auf eine in diesem Fall besser wirkende Fixierung hinweisen. Tatsächlich ist aber das Verhältnis  $a/b$ , welches ein Maß für die Unterdrückung von Teilsystem B ist, bei GE sogar größer, also die Fixierung besser. Es wäre aber auch möglich, dass das Teilsystem B bei SM bei gleichem Fixierungsgrad aufgrund anderer Faktoren (z.B. Alter, Ermüdung, Tagesform) eine schnellere Reaktion aufweist.

Wie oben bereits erläutert, werden die Teilsysteme A und E nicht nur vom Scanner moduliert, sondern auch durch die vom Scanner modulierte Pupille (= Helligkeitskanal). Die durch die Rückkopplung mit der im Vergleich zu GE schnellen Pupillenreaktion postulierte Beschleunigung der Systemreaktion ist bei SM für das Teilsystem A tatsächlich zu erkennen.

Die oben angenommene Unabhängigkeit von der Frequenz der Teilsysteme C und D ist auch bei SM zu erkennen. Die Parameter liegen, unabhängig von der Geschwindigkeit der Pupillenreaktion (also Teilsystem B), für SM und GE sehr nahe an beieinander. Allerdings scheinen die beiden Teilsysteme bei SM bezüglich der Parameter c und d miteinander vertauscht zu sein. Auf diesen Effekt wird in 7.1 genauer eingegangen.

Es wurde angenommen, dass im Teilsystem E also auch Modulationen der Pupille (Teilsystem B) enthalten sind, was zu einer Verzögerung bzw. Beschleunigung der Teilsystemreaktion führt. Im Vergleich von GE mit SM sollte der Wert von  $t_e$  für SM somit kleiner sein als für GE. Tatsächlich ist er jedoch größer, die Reaktion des Teilsystems also langsamer als die von GE. Auch dieser Effekt wird in 7.1 diskutiert.

---

### 5.1.2 Allgemeines zu farbigem Reizlicht

Um weitere Anhaltspunkte über die Natur der oben postulierten Teilsysteme innerhalb der Gesamtreaktion auf Scannerreize machen zu können, wurden Messungen mit spektral gefiltertem Licht durchgeführt.

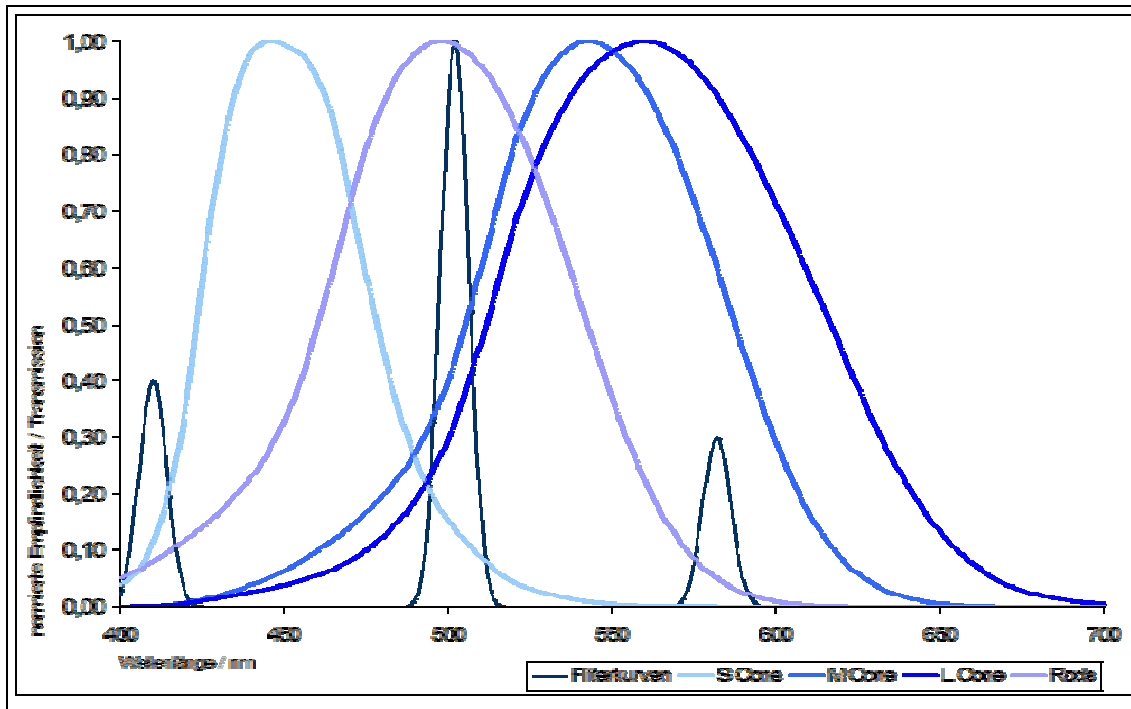


Abb. 5-21: Transmission der Filter zur Messung mit farbigem Reizlicht und normierte Empfindlichkeit der Rezeptoren (Verlaufsfiterkurven1.jpg).

Die Auswahl der Filterkurven wurde ursprünglich nur nach dem optischen Eindruck Blau, Grün und Rot vorgenommen. Bei der Analyse (Integralbildung über Rezeptorempfindlichkeits- und Filterkurven) zeigte sich, dass für einen Gelb-Filter (ca. 530 nm) die Reizung der Zapfen relativ zu den Stäbchen deutlich größer gewesen wäre. Außerdem hätte ein weiter im langwelligen Bereich liegender Rot-Filter nicht zu einem M- und L-Zapfen gleich stark reizenden Spektrum geführt. Dieser war allerdings für die Messungen nicht verfügbar. In Tabelle 7 sind die Anteile der Rezeptorantworten pro Filter in absoluten und pro Filter normierten Werten angegeben

Rezeptor	FIS Blau		FIS Grün		FIS Rot	
	Abs	Norm	Abs	Norm	Abs	Norm
S Cones	0,5588	1,0000	1,4908	0,1418	0,0028	0,0009
M Cones	0,0095	0,0169	4,7339	0,4502	1,8947	0,6599
L Cones	0,0092	0,0165	3,5608	0,3386	2,8698	1,0000
Rods	0,3407	0,6210	10,5142	1,0000	0,1654	0,0576

Tabelle 7: Absolute und pro Filter normierte Werte für die Rezeptoranteile pro Filter.

### 5.1.3 Blaues Licht

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse für blaues Reizlicht beschrieben. Wie in Abb. 5-22 zu erkennen ist, gibt es zwischen den Probanden deutliche Unterschiede in der Frequenzabhängigkeit der Amplitudenantwort auf blaues Reizlicht. Während sich die Kurven für SM und OB sehr ähneln, zeigen die Kurven von GE, WI und HE jeweils einen völlig anderen Verlauf. Bezüglich der in Abb. 5-23 dargestellten Phasenantwort unterscheiden sich die Reaktionen jedoch kaum durch einen unterschiedlichen Verlauf, sondern scheinen nur unterschiedlich verzögert zu sein. Die starken Schwankungen ab 20 Hz sind auch hier auf die niedrige absolute Amplitudenantwort und den deshalb hohen Rauschanteil zurückzuführen.

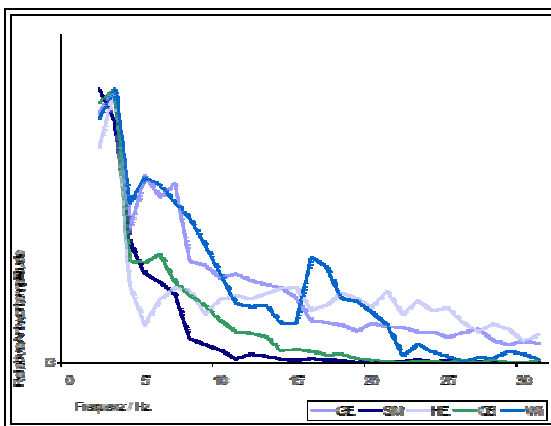


Abb. 5-22: Amplitudenantwort für 5 Versuchspersonen auf blaues Reizlicht (All\_blaue\_Ampl.gif)

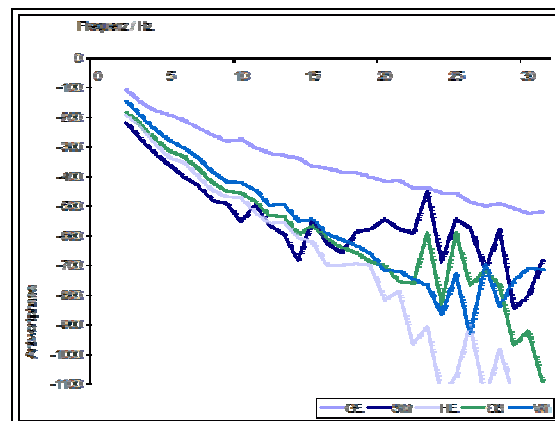


Abb. 5-23: Phasenantwort für 5 Versuchspersonen auf blaues Reizlicht (All\_Blaue\_Phase.gif)

Aufgrund der Komplexität des Verfahrens werden im Folgenden nur die Messergebnisse für GE und SM simuliert. Außerdem wird wegen des deutlich von den anderen Probanden abweichenden Verlaufs zusätzlich die Simulation für WI durchgeführt.



### 5.1.3.1 Proband GE

In Abb. 5-24 sind die zur Simulation der Messung an GE verwendeten frequenzabhängigen Teilsysteme, in Tabelle 8 die entsprechenden Parameter dargestellt; Abb. 5-25 und Abb. 5-26 zeigen die Messergebnisse sowie die jeweilige Simulation.

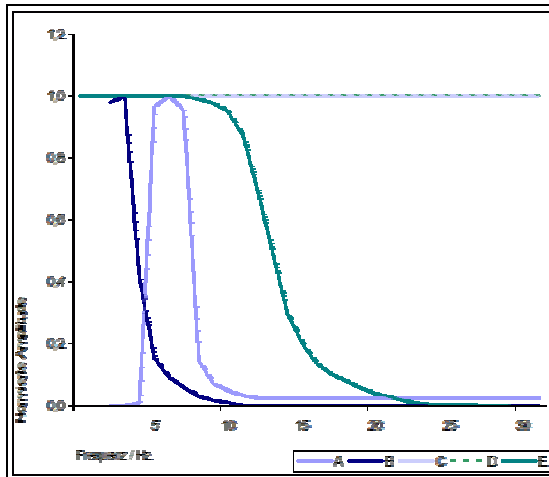


Abb. 5-24: Amplituden der Simulations-Teilsysteme für GE in Abh. von der Frequenz (SIM\_GE\_A-D\_blaue.gif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	81,0
A Faktor, a	3,6
B Delay, $t_b$ /ms	102,0
B Faktor, b	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	28,0
C Faktor, c	-0,6
D Delay, $t_d$ /ms	36,0
D Faktor, d	-0,3
E Delay, $t_e$ /ms	33,0
E Faktor, e	-1,6

Tabelle 8: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit blauem Reizlicht für GE

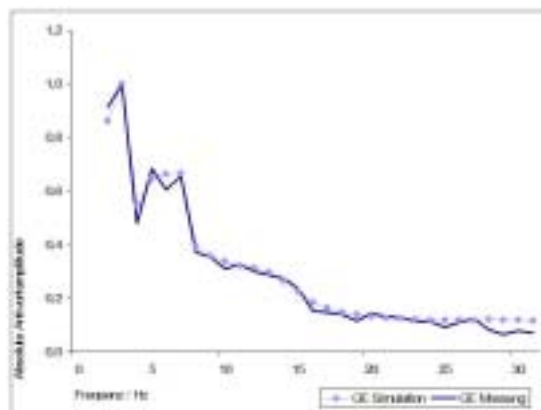


Abb. 5-25: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM\_GE\_Ampl\_blaue.gif)

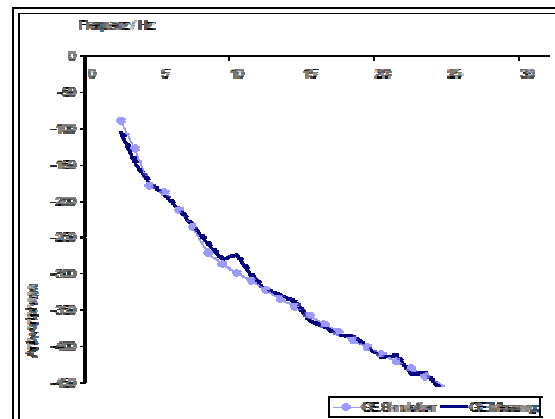


Abb. 5-26: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM\_GE\_Phase\_blaue.gif).

Vergleicht man die Kurvenverläufe mit den Ergebnissen zu Messungen mit weißem Reizlicht in Abb. 5-10 und Abb. 5-11, so erkennt man sowohl in der Amplitudenantwort wie auch in der Phasenantwort sehr ähnliche Verläufe. Die Phasenantwort auf blaues Reizlicht zeigt ein Maximum bei 3 – 4 Hz (Teilsystem B) und 5 – 7 Hz (Teilsystem A), weist eine Schulter bei 10 - 14 Hz (Teilsystem E) auf und folgt bei 15 – 30 Hz einem annähernd linearen Verlauf (Teilsysteme D und E). Allerdings gibt es doch Unterschiede:

- die Schulter bei 10 – 14 Hz tauchte nur bei Weiß-Messungen mit nicht fixierter Pupille auf;

- der lineare Verlauf bei 15 – 30 Hz steigt nicht wie bei Weiß an, sondern fällt zu höheren Frequenzen leicht ab.
- Die Phasenantwort fällt bei 2 – 10 Hz steiler ab als die Antwort auf die Weißmessung. Außerdem ist die Antwort gegenüber Weiß verzögert, was sich in einer niedrigeren Startphase bei 2 Hz zeigt. Insgesamt erstreckt sich die Phase über denselben Bereich von ca. 400 Grad.

### 5.1.3.2 Proband SM

In Abb. 5-27 sind die zur Simulation der Messergebnisse von SM verwendeten frequenzabhängigen Teilsysteme, in Tabelle 9 die entsprechenden Parameter dargestellt. Abb. 5-28 zeigt die Amplitudenantwort von SM auf blaues Reizlicht, Abb. 5-29 die Phasenantwort sowie jeweils die Simulationen.

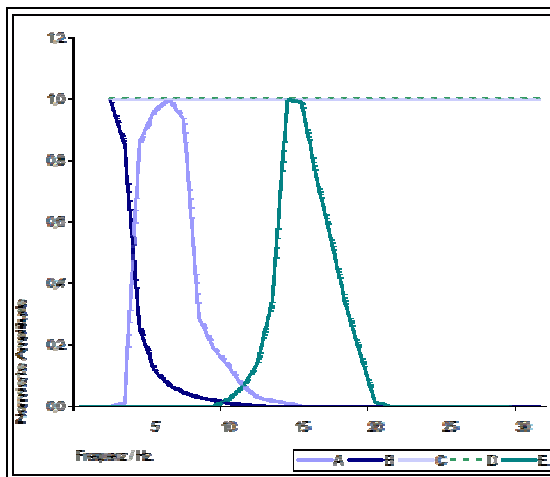


Abb. 5-27: Amplituden der für die Simulation verwendeten Systeme abh. von der Frequenz (SIM\_SM\_A-D\_blaugif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	103,0
A Faktor, a	2,3
B Delay, $t_b$ /ms	78,0
B Faktor, b	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	77,0
C Faktor, c	-0,5
D Delay, $t_d$ /ms	78,0
D Faktor, d	0,5
E Delay, $t_e$ /ms	36,0
E Faktor, e	-0,4

Tabelle 9: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit blauem Reizlicht für SM

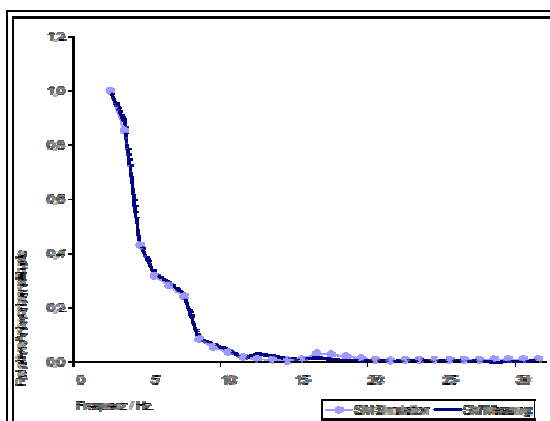


Abb. 5-28: Simulation der Antwortamplitude von SM auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM\_SM\_Ampl\_blaugif)

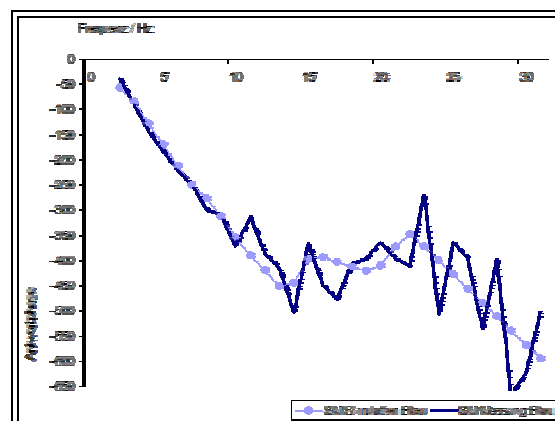


Abb. 5-29: Simulation der Antwortphasen von SM auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM\_SM\_Phase\_blaugif).

Im Gegensatz zum Ergebnis von GE fällt sofort der geringe Einfluss von Teilsystem E auf die Simulation auf. Aber auch bei SM zeigen sich Ähnlichkeiten zwischen der Mes-

sung mit blauem und der mit weißem Reizlicht (siehe Abb. 5-19 und Abb. 5-19): neben dem Maximum bei sehr niedrigen Frequenzen (2 – 4 Hz, Teilsystem B) ist die Schulter bei 6 – 8 Hz (Teilsystem A) erkennbar. Folgende Unterschiede sind jedoch zu nennen:

- die Schulter bei 6 – 8 Hz ist weniger stark ausgeprägt;
- das Maximum bei 13 – 16 Hz ist nicht erkennbar;
- der ansteigende lineare Verlauf fehlt, die Antwort liegt ab ca. 15 Hz bei 0.

### 5.1.3.3 Proband WI

Die Frequenzabhängigkeit der Teilsysteme, die für die Simulation von WI verwendet wurden, ist in Abb. 5-30 dargestellt, in Tabelle 10 finden sich die entsprechenden Parameter. Die Messergebnisse sowie die jeweilige Simulation werden in Abb. 5-31 und Abb. 5-32 dargestellt.

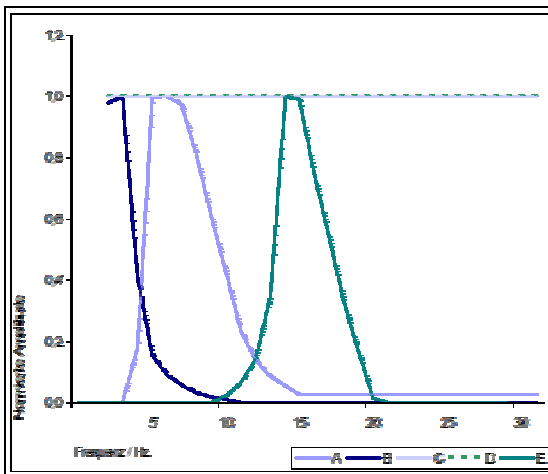


Abb. 5-30: Amplituden zur Simulation von WI verwendeten Systeme abhängig von der Frequenz (SIM\_WI\_A-E\_blaugif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	137,0
A Faktor, a	3,1
B Delay, $t_b$ /ms	134,0
B Faktor, b	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	79,0
C Faktor, c	-1,3
D Delay, $t_d$ /ms	61,0
D Faktor, d	-1,0
E Delay, $t_e$ /ms	15,0
E Faktor, e	-2,1

Tabelle 10: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit blauem Reizlicht für WI

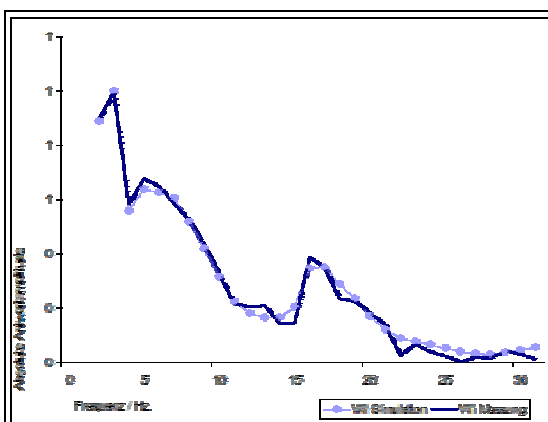


Abb. 5-31: Simulation der Antwortamplitude von WI auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM\_WI\_Ampl\_blaugif)

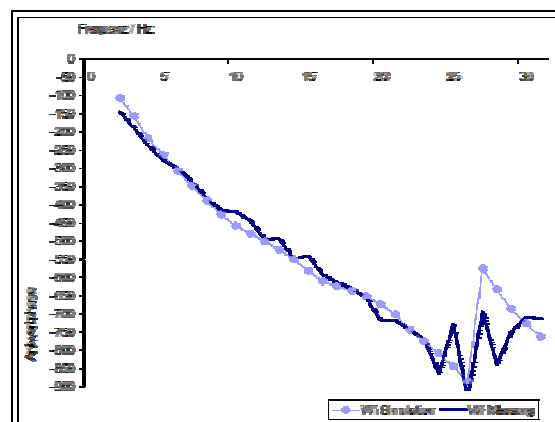


Abb. 5-32: Simulation der Antwortphasen von WI auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM\_WI\_Phase\_blaugif)

Wie zu erkennen ist, kann auch die Messung von WI sehr gut mit den bisher verwendeten Teilsystemen A - E nachgebildet werden. Die bereits bei SM muss lediglich die Frequenzabhängigkeit für Teilsystem A leicht modifiziert werden. Auffällig und deutlich von GE und SM abweichend ist jedoch der große Einfluss von Teilsystem E auf das Gesamtergebnis. Leider wurde Proband WI nicht mit weißem Reizlicht gemessen, so dass hier ein entsprechender Vergleich entfällt.

#### 5.1.3.4 Vergleich der Messungen mit blauem Reizlicht

In Tabelle 11 werden die für die Simulation verwendeten Parameter für die Probanden GE, SM und WI aufgelistet. Die absoluten Werte der entsprechenden Simulationsfaktoren weichen voneinander ab, die Verhältnisse pro Proband stimmen aber gut überein.

GE Params	GE	SM	WI
A Delay /ms	81,0	103,0	137,0
A Faktor	3,6	2,3	3,1
B Delay /ms	102,0	78,0	134,0
B Faktor	10,0	10,0	10,0
C Delay /ms	28,0	77,0	79,0
C Faktor	-0,7	-0,5	-1,2
D Delay /ms	36,0	78,0	61,0
D Faktor	-0,4	0,4	-1,0
E Delay /ms	33,0	36,0	15,0
E Faktor	-1,6	-0,4	-2,1

In Abb. 5-33 ist deutlich zu erkennen, dass lediglich die Teilsysteme D und E für SM aus dem ansonsten gut übereinstimmenden Bild herausfallen:  $D_{SM}$  ist im Gegensatz zu  $D_{GE}$  und  $D_{WI}$  positiv im Verhältnis zum Teilsystem B;  $E_{SM}$  ist deutlich kleiner als  $E_{GE}$  und  $E_{WI}$ . Weniger einheitlich verhalten sich die Verzögerungen bei den einzelnen Probanden. Während bei WI die Teilsysteme A und B deutlich langsamer sind als bei GE und SM, ist sein Teilsystem E mehr

als doppelt so schnell. Bei SM sind die Teilsysteme B – D annähernd gleich schnell, während sie bei GE und WI deutlich unterschiedliche Verzögerungen zeigen.

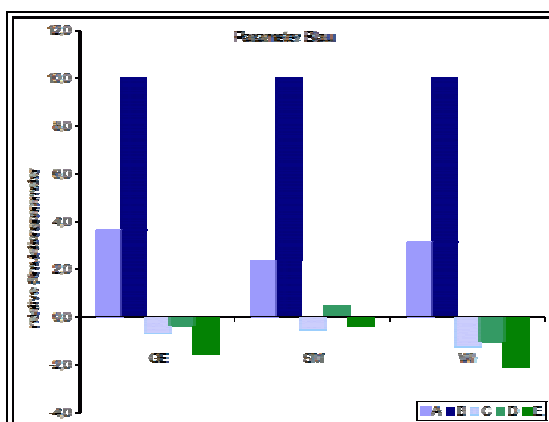


Abb. 5-33: Faktoren der Teilsysteme A – E für GE, SM und WI (Scan\_Param\_blaue.gif).

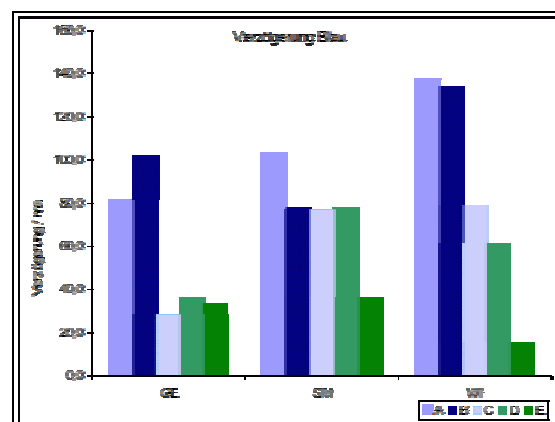


Abb. 5-34: Verzögerungen der Teilsysteme A – E für GE, SM und WI (Scan\_Delay\_blaue.gif).

## 5.1.4 Grünes Licht

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Scannermessung mit grünem Reizlicht erläutert.

### 5.1.4.1 Proband GE

Abb. 5-36 und Abb. 5-37 zeigen die Messungen für Proband GE bei grünem Reizlicht sowie die Simulationen dazu. Auch hier genügen die Teilsysteme A – E mit entsprechenden Parametern für eine gute Nachbildung der Messung. Auffällig ist, dass die Frequenzabhängigkeitskurve für Teilsystem E gegenüber den bisherigen Simulationen verändert werden musste. Diese wurde hier für den Bereich 2 – 7 Hz als konstant angenommen. Außerdem konnte für die Simulation kein Parameterset ermittelt werden, das die Abweichung der simulierten Phasen von den gemessenen bei > 20 Hz noch weiter reduziert.

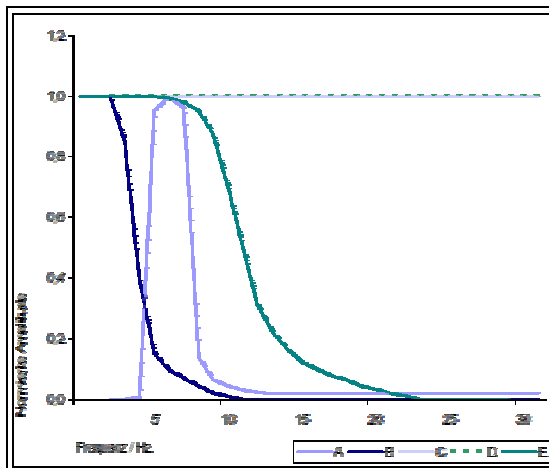


Abb. 5-35: Amplituden zur Simulation von GE verwendeten Systeme abhängig von der Frequenz (SIM\_GE\_A-E\_gruen.gif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	48,0
A Faktor, a	1,3
B Delay, $t_b$ /ms	37,0
B Faktor, b	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	40,0
C Faktor, c	-2,3
D Delay, $t_d$ /ms	38,0
D Faktor, d	2,0
E Delay, $t_e$ /ms	41,0
E Faktor, e	1,5

Tabelle 12: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit grünem Reizlicht für GE

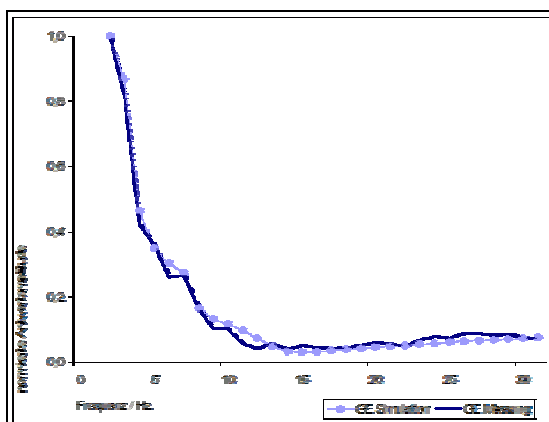


Abb. 5-36: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit grünem Reizlicht (SIM\_GE\_Ampl\_gruen.gif)

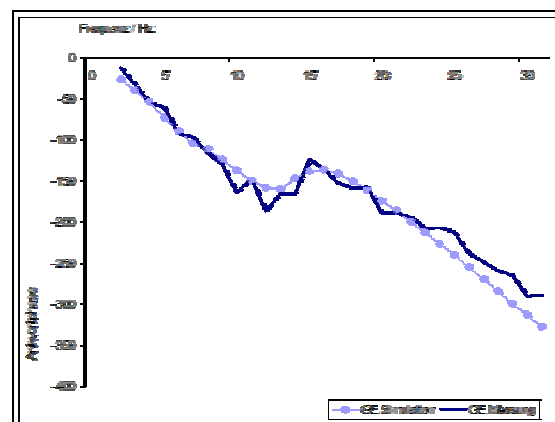


Abb. 5-37: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit grünem Reizlicht (SIM\_GE\_Phase\_gruen.gif).

### 5.1.4.2 Proband SM

Abb. 5-39 und Abb. 5-40 sind die Ergebnisse der Messung an SM sowie die entsprechende Simulation dargestellt. Gegenüber GE mussten die Frequenzabhängigkeiten nur wenig angepasst werden, insbesondere weicht die Kurve für Teilsystem E nur geringfügig von der der Blaumessung ab (siehe Abb. 5-27).

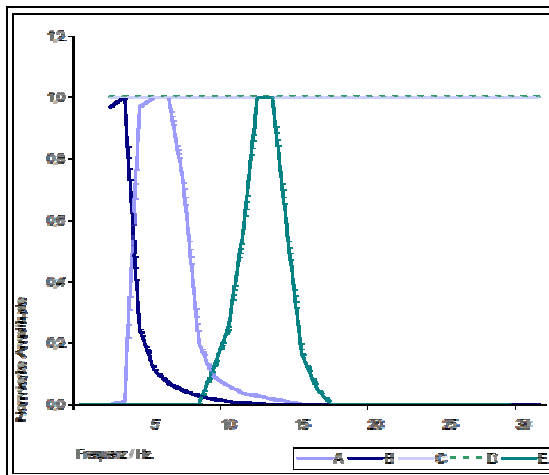


Abb. 5-38: Amplituden zur Simulation von SM verwendete Systeme abhängig von der Frequenz (SIM\_SM\_A-E\_gruen.gif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	56,0
A Faktor, a	1,7
B Delay, $t_b$ /ms	74,0
B Faktor, b	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	36,0
C Faktor, c	-0,8
D Delay, $t_d$ /ms	23,0
D Faktor, d	1,7
E Delay, $t_e$ /ms	48,0
E Faktor, e	-0,8

Tabelle 13: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit grünem Reizlicht für SM

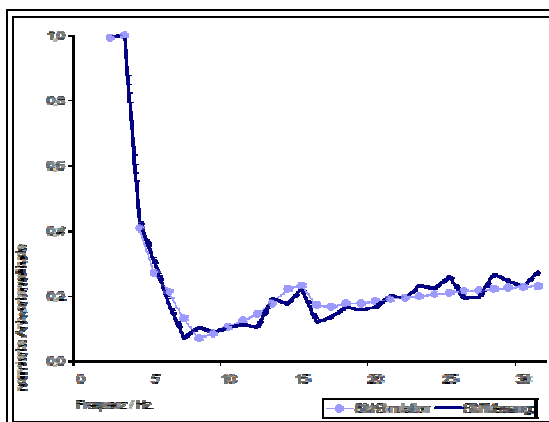


Abb. 5-39: Simulation der Antwortamplitude von SM auf Messung mit grünem Reizlicht (SIM\_SM\_Ampl\_gruen.gif)

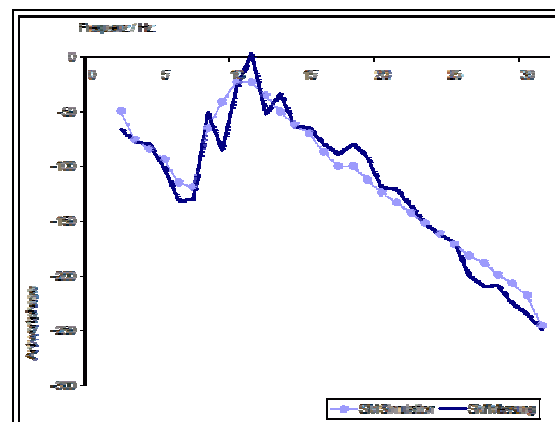


Abb. 5-40: Simulation der Antwortphasen von SM auf Messung mit grünem Reizlicht (SIM\_SM\_Phase\_gruen.gif)

Es fällt auf, dass die Simulation den Sprung im Phasenlauf zwischen 6 Hz und 10 Hz sehr gut nachbildet. Auf die mögliche Ursache dieses Sprungs wird weiter unten eingegangen.

### 5.1.4.3 Vergleich der Messungen mit grünem Reizlicht

In Tabelle 14 werden die für die Grünmessung verwendeten Simulationparameter für GE und SM aufgelistet.

GE Params	GE	SM
A Delay /ms	48,0	56,0
A Faktor	1,3	1,7
B Delay /ms	37,0	74,0
B Faktor	10,0	10,0
C Delay /ms	40,0	36,0
C Faktor	-2,3	-0,8
D Delay /ms	38,0	23,0
D Faktor	2,0	1,7
E Delay /ms	41,0	48,0
E Faktor	1,5	-0,8

Tabelle 14: Parameter zur Simulation der Grünmessung für GE und SM.

38 ms. Bei SM sind die Teilsysteme A, B und E langsamer, C und D aber schneller als die entsprechenden Systeme bei GE.

Abb. 5-41 zeigt die grafische Gegenüberstellung der Faktoren der Teilsysteme. Für die Teilsysteme A, B und D ergibt sich nicht nur ein ähnliches Verhältnis zueinander, sondern die Faktoren haben auch in etwa dieselbe Größe. Dagegen weichen die Faktoren der Teilsysteme C und E voneinander ab:  $C_{GE}$  ist deutlich größer als  $C_{SM}$  (ca. 250%);  $E_{GE}$  ist positiv,  $E_{SM}$  ist kleiner und hat ein negatives Vorzeichen.

Die Verzögerungen der beiden Probanden auf grünes Reizlicht sind wie in Abb. 5-42 zu erkennen deutlich verschieden voneinander. GE zeigt für alle Teilsysteme ähnlich große Verzögerungen von ca.

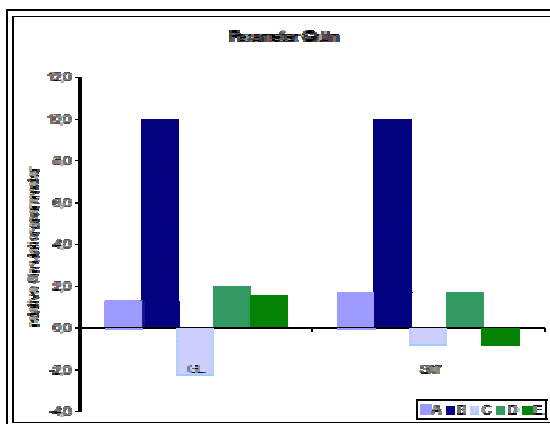


Abb. 5-41: Simulationsfaktoren der Teilsysteme A – E für GE und SM für blaues reizlicht (Scan\_Param\_blaue.gif).

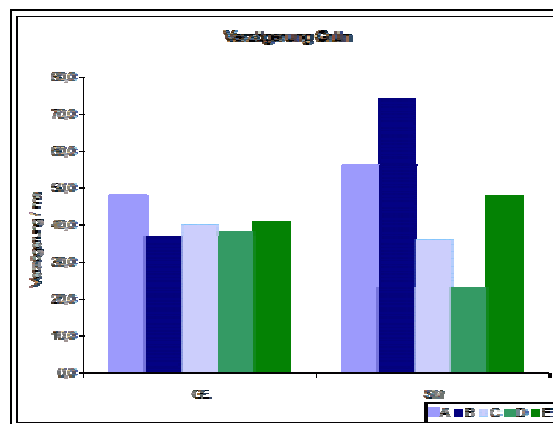


Abb. 5-42: Verzögerungen der Teilsysteme A – E zur Simulation von GE und SM bei grünem Reizlicht (Scan\_Delay\_gruen.gif)

### 5.1.5 Rotes Licht

In diesem Abschnitt werden die Ergebnisse der Scannermessungen mit rotem Reizlicht sowie die entsprechenden Simulationen dargestellt.

#### 5.1.5.1 Proband GE

Abb. 5-44 und Abb. 5-45 zeigen die Messergebnisse und die jeweilige Simulation für GE. Die Antwortamplitude weicht deutlich von den Ergebnissen für grünes Reizlicht ab, wohingegen sich interessanterweise einige Entsprechungen zur Blaumessung finden lassen (Maximum bei 6 Hz; Schulter zwischen 10 Hz und 15 Hz; glatte Phase mit ähnlichem Abfall).

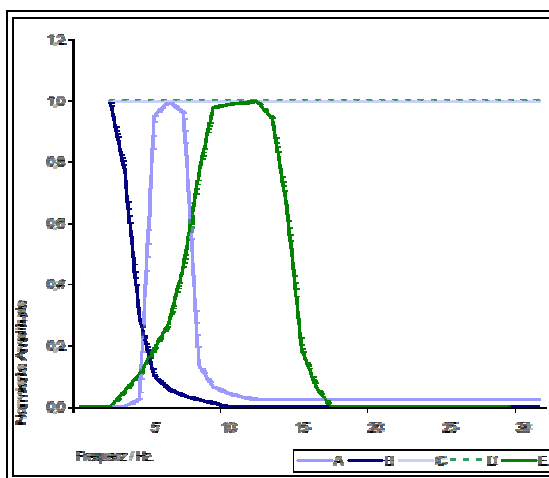


Abb. 5-43: Amplituden zur Simulation von GE verwendeten Systeme abhängig von der Frequenz (SIM\_GE\_A-E\_rot.gif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	80,0
A Faktor, a	2,6
B Delay, $t_b$ /ms	93,0
B Faktor, b	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	29,0
C Faktor, c	-0,1
D Delay, $t_d$ /ms	30,0
D Faktor, d	-0,7
E Delay, $t_e$ /ms	57,0
E Faktor, e	1,4

Tabelle 15: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit rotem Reizlicht für GE

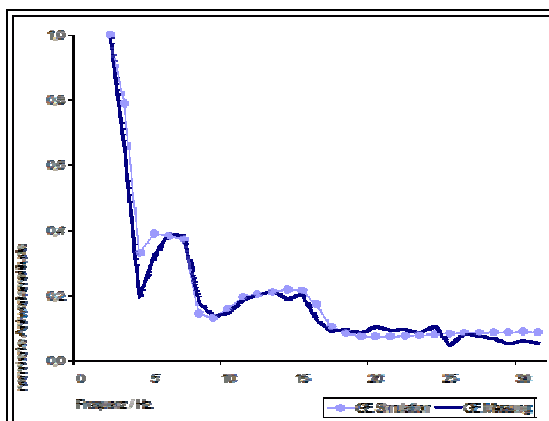


Abb. 5-44: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit rotem Reizlicht (SIM\_GE\_Ampl\_rot.gif)

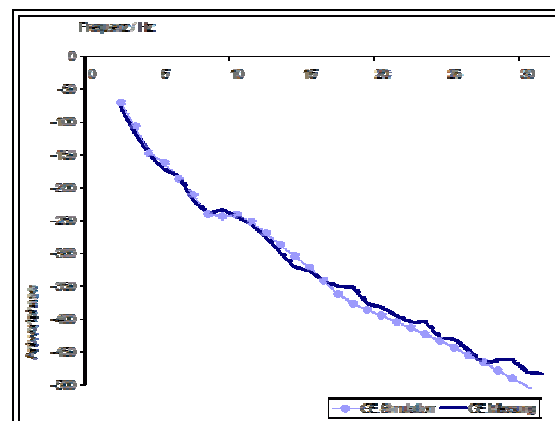


Abb. 5-45: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit rotem Reizlicht (SIM\_GE\_Phase\_rot.gif)



### 5.1.5.2 Proband SM

Wie in Abb. 5-46 zu erkennen ist, musste zur Optimierung der Simulation hier die Frequenzabhängigkeit für System E verändert werden (vergl. Abb. 5-43). Die Kurve ähnelt nun der von Teilsystem E für GE bei grünem Reizlicht. Außerdem wurde die Kurve für Teilsystem B angepasst.

In Abb. 5-47 und Abb. 5-48 sind die Messung und die Ergebnisse der Simulation dargestellt. Die Reaktion von SM weicht insofern von den bisherigen ab, als dass sich hier das Maximum der Messung bei 7 Hz befindet, während es bei allen anderen Messungen und Probanden immer bei < 5 zeigt.

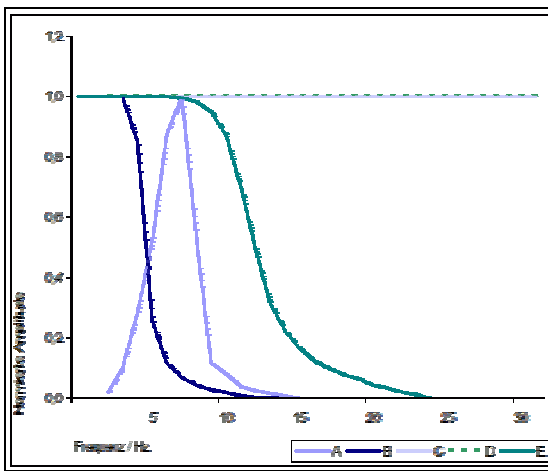


Abb. 5-46: Amplituden der zur Simulation von SM verwendeten Systeme abhängig von der Frequenz (SIM\_SM\_A-E\_rot.gif).

Parameter	Wert
A Delay, $t_a$ /ms	159,0
A Faktor, a	-30,0
B Delay, $t_b$ /ms	165,0
B Faktor, b	10,0
C Delay, $t_c$ /ms	63,0
C Faktor, c	4,0
D Delay, $t_d$ /ms	99,0
D Faktor, d	2,0
E Delay, $t_e$ /ms	28,0
E Faktor, e	-43,0

Tabelle 16: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit rotem Reizlicht für SM

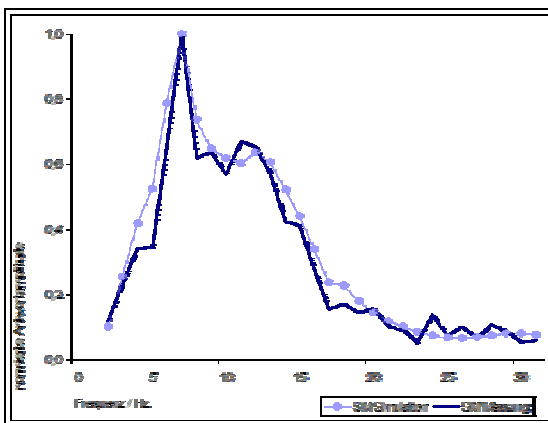


Abb. 5-47: Simulation der Antwortamplitude von SM auf Messung mit rotem Reizlicht (SIM\_SM\_Ampl\_rot.gif)

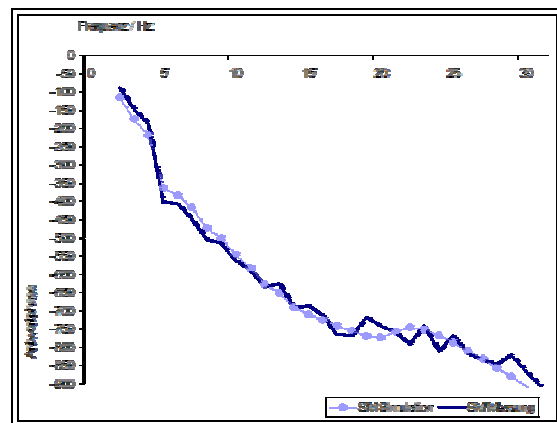


Abb. 5-48: Simulation der Antwortphasen von SM auf Messung mit rotem Reizlicht (SIM\_SM\_Phase\_rot.gif).

Mit den angepassten Kurven für die Teilsysteme B und E kann der Amplituden- und Phasenverlauf gut simuliert werden.

### 5.1.5.3 Vergleich der Messungen mit rotem Reizlicht

In Tabelle 17 sind die Simulationsparameter für GE und SM gegenübergestellt.

GE Params	GE	SM
A Delay /ms	80,0	159,0
A Faktor	2,6	-30,0
B Delay /ms	93,0	165,0
B Faktor	10,0	10,0
C Delay /ms	29,0	63,0
C Faktor	-0,1	4,0
D Delay /ms	30,0	99,0
D Faktor	-0,7	2,0
E Delay /ms	57,0	28,0
E Faktor	1,4	-43,0

Tabelle 17: Gegenüberstellung der Simulationsparameter von GE und SM für rotes Reizlicht.

Wie in erkennbar, weichen die Faktoren für GE und SM stark voneinander ab. Wie in allen Messungen wurde das Teilsystem B als Maß für die Normierung gewählt und er Faktor B auf einen Wert von 10,0 skaliert. Entsprechend wurden alle anderen Faktoren angepasst. Im Verhältnis zum Teilsystem B scheinen alle Faktoren von SM invertiert zu den entsprechenden bei GE. Außerdem sind die Faktoren deutlich größer, insbesondere die der Teilsysteme A und E

Die Verhältnisse der Verzögerungen in Abb. 5-50 weichen weniger stark ab. Grundsätzlich reagieren aber bei GE die

Teilsysteme A bis D deutlich schneller als bei SM. Die Reaktion von Teilsystem E bei SM ist jedoch rund doppelt so schnell wie bei GE.

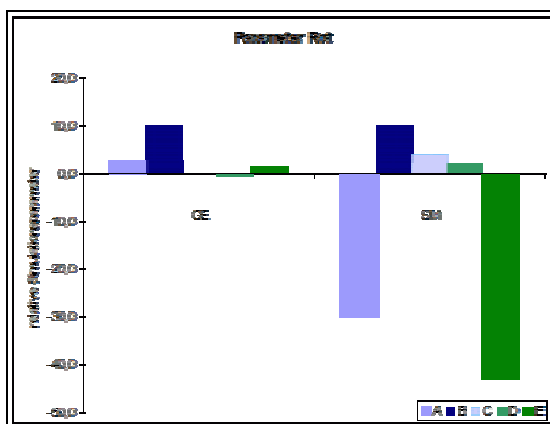


Abb. 5-49: Simulationsfaktoren der Teilsysteme A – E für rotes Licht (Scan\_Param\_rot.gif).

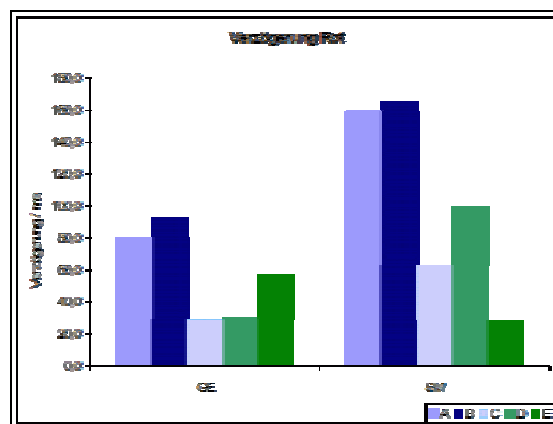


Abb. 5-50: Verzögerungen der Teilsysteme A – E für rotes Reizlicht (Scan\_delay\_rot.gif)

### 5.1.6 Helligkeitsreihe Grün

Um weitere Erkenntnisse über die in der Gesamtantwort wirkenden Teilsysteme zu erhalten, wurden Messungen mit steigender Helligkeit durchgeführt. In diesem Abschnitt wird auf die Ergebnisse mit SM detailliert eingegangen, da sich an dieser Messreihe die beobachteten Effekte besonders gut erkennen lassen. In Abb. 5-51 und Abb. 5-52 sind die Ergebnisse für 5 normierte Helligkeiten von  $1,1 \cdot 10^{-4}$  bis  $1,0 \cdot 10^0$  dargestellt.

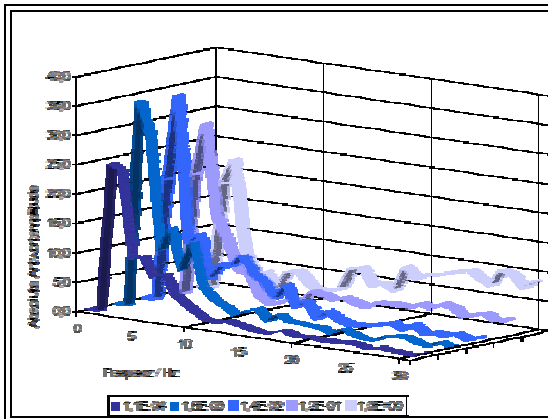


Abb. 5-51: Amplituden zur Helligkeitsreihe von SM mit grünem Reizlicht (Scan\_Helligkeitsreihe\_Ampl.jpg)

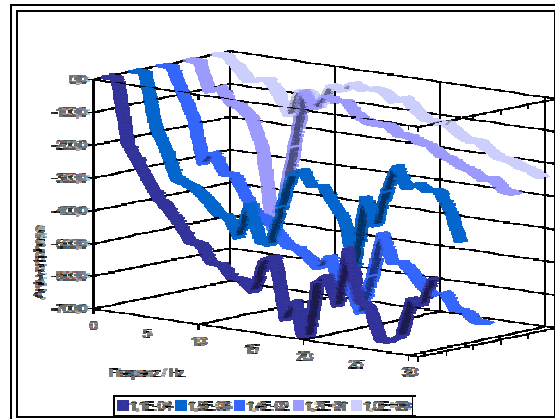


Abb. 5-52: Phasen zur Helligkeitsreihe von SM mit grünem Reizlicht (Scan\_Helligkeitsreihe\_Phase.jpg)

Die in Abb. 5-51 dargestellten Amplituden zeigen deutlich unterschiedliche Verläufe (also unterschiedliches Frequenzverhalten), wobei sich wiederum jeweils für die Frequenzbereiche 0 – 5 Hz (Abb. 5-52) – 5 Hz: die Amplitude, die in den obigen Simulationen dem Teilsystem B zugeordnet worden ist, steigt zunächst mit zunehmender Beleuchtungsstärke an. Wird die Helligkeit weiter erhöht, sinkt die Amplitude deutlich. Die Phasen steigen dagegen kontinuierlich mit zunehmender Beleuchtungsstärke an.

- 5 – 10 Hz: in diesem Bereich ist zu beobachten, dass die Amplitude mit zunehmender Helligkeit deutlich steiler abfällt. Bis auf die mittlere Helligkeit weisen alle Messungen in diesem Bereich ein Minimum auf, das sich bei zunehmender Helligkeit von 10 Hz nach 7 Hz verschiebt. Betrachtet man die entsprechenden Phasenverläufe, so weisen alle bis auf die Phase der mittleren Helligkeit nach einem Bereich mit glatter Verlauf einen Sprung auf, bei dem sich die Phase zwischen benachbarten Frequenzen jeweils um +100 Grad ändert. Die Amplituden der geringsten Helligkeit sind zwischen 10 Hz und 14 Hz sehr niedrig und es ist nicht zu erkennen, wo genau das Minimum in diesem Bereich liegt. Der Phasenverlauf lässt aber den Schluss zu, dass sich das entsprechende Amplitudenminimum bei 14 Hz befindet; dort tritt der Sprung um +100 Grad auf.
- 10 – 31 Hz: Für die Messungen mit Helligkeit von  $1,2 \cdot 10^{-1}$  und  $1,0 \cdot 10^0$  zeigt sich in diesem Bereich eine mit der Frequenz linear ansteigende Amplitude. Dabei scheint der Anstieg umso steiler, desto höher die Helligkeit ist,

wie in Abb. 5-51 erkennbar. Ab 11 Hz zeigen beide Messungen eine glatte Phase, wobei Lage und Verlauf im Rahmen der Messgenauigkeit übereinstimmen.

Auch für die Messungen der Helligkeitsreihe wurden jeweils die Parameter zur Simulation ermittelt. Ausgegangen wurde von den Kurven zur Frequenzabhängigkeit von SM, die bei der Grünmessung verwendet wurden (siehe Abb. 5-38). In Tabelle 18 sind die Parameter für die fünf Teilsysteme, jeweils mit Faktor und zeitlicher Verzögerung, angegeben, wobei alle Faktoren so normiert wurden, dass der Faktor B bei 1,0 liegt.

GE Params	$1,1 \cdot 10^{-4}$	$1,8 \cdot 10^{-3}$	$1,4 \cdot 10^{-2}$	$1,2 \cdot 10^{-1}$	$1,0 \cdot 10^0$
A Delay /ms	167,00	154,00	120,00	47,00	46,00
A Faktor	0,44	0,39	0,27	0,37	0,44
B Delay /ms	206,00	214,00	140,00	79,00	54,00
B Faktor	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
C Delay /ms	84,00	53,00	62,00	39,00	34,00
C Faktor	0,02	-0,05	-0,05	-0,20	-0,32
D Delay /ms	0,00	0,00	60,00	34,00	22,00
D Faktor	0,00	0,00	0,02	0,15	0,29
E Delay /ms	0,00	0,00	0,00	81,00	51,00
E Faktor	0,00	0,00	0,00	-0,07	0,10

Tabelle 18: Simulationsparameter für die Helligkeitsreihe SM

Auf den ersten Blick fällt auf, dass die Verzögerung der Teilsysteme A, B und C mit zunehmender Helligkeit deutlich sinkt, die Reaktion erfolgt also schneller. Außerdem wird die Gesamtreaktion bei niedrigen Beleuchtungsstärken durch die Teilsysteme A und B geprägt, erst bei größerer Reizstärke zeigt sich der Einfluss der Teilsysteme C, D und E. Auf eine mögliche Erklärung dieses Zusammenhangs wird in 7.1 eingegangen.

### 5.1.7 Zusammenfassung Scannermessungen

Die in diesem Kapitel beschriebenen Scannermessungen wurden durchgeführt, um die Abhängigkeit des Systems Retina von der Reizfrequenz zu bestimmen. Dies erschien nötig, da wie in 4.4.1 beschrieben bei der FIS-Messung Farbinformationen durch Frequenzinformationen codiert werden. Um nun tatsächlich aus den FIS-Ergebnissen auf das spektrale Verhalten der Retina schließen zu können, sollte der zusätzlich wirksam werdende Einfluss der Frequenzabhängigkeit bestimmt werden.

Dabei fiel auf, dass abhängig von den Reizbedingungen stark unterschiedliche Messergebnisse erzielt wurden. So wurde deutlich, dass sich der Fixierungsgrad der Pupille deutlich im Ergebnis niederschlägt, insbesondere bei den niederen Reizfrequenzen. Wie sich zeigen lässt, konnte in allen Messungen ein Einfluss der Pupillenreaktion nachgewiesen werden, was auf eine unzureichende Fixierung schließen lässt. Der Pupilleneinfluss muss also auch bei allen FIS-Messungen und Simulationen beachtet werden. In 7.1 wird darauf noch einmal eingegangen.

Um genauere Aussagen zu den unterschiedlichen Ergebnissen von Probanden bzw. den Ergebnissen eines Probanden bei unterschiedlichen Reizparametern machen zu können, wurde versucht, die Messergebnisse anhand von einer minimalen Anzahl von Teilsystemen zu simulieren. Es konnte gezeigt werden, dass mit entsprechenden Verzögerungs- und Skalierungsfaktoren die Ergebnisse durch ein Zusammenspiel von 5 Teilsystemen simuliert, zumindest aber qualitativ erklärt werden können. Dabei ist hervorzuheben, dass – glatte Frequenzabhängigkeitskurven vorausgesetzt – keinesfalls weniger als 5 Teilsysteme einen Beitrag zur Gesamtantwort liefern. In Kenntnis des komplexen Aufbaus der Retina ist es allerdings mehr als wahrscheinlich, dass sich die Reaktionen der hier postulierten Teilsysteme ihrerseits wieder aus 2 oder mehreren Komponenten zusammensetzen. Ein weiteres Zerlegen der Teilsysteme und die Durchführung der Simulation mit diesen Teil-Teilsystemen hätte jedoch den Rahmen dieser Arbeit gesprengt.

Es muss noch einmal darauf hingewiesen werden, dass alle Simulationen mit den jeweiligen Parametern gleichzeitig zwei Systemantworten nachbilden. Durch die Übereinstimmung mit jeweils zwei Messergebnissen, nämlich Amplituden- und Phasenantwort, steigt die Wahrscheinlichkeit, dass die abgeleiteten Frequenzkurven der Teilsysteme und vor allem auch die Simulationsparameter gut mit den real wirkenden Größen übereinstimmen. Insbesondere aber müssen die für die Simulation angenommenen Verzögerungen realistische Werte haben, da sich durch die Wirkung der vektorielle Addition keine einfacheren Systeme finden lassen, die zu denselben gut übereinstimmenden Ergebnissen zwischen Messung und Simulation führen. Natürlich können deutlich komplexere Systeme (also Teilsysteme von Teilsystemen) zu genauso guten Übereinstimmungen oder besseren führen, sicherlich aber keine einfacher strukturierten Systeme. Deshalb sind die für die weitere Betrachtung so wichtigen Verzögerungen sehr ähnlich bzw. identisch mit den in der Retina tatsächlich wirkenden.

Als Grundlage für die Simulation mit Teilsystemen dienten Frequenzabhängigkeitskurven, die sich aus der Interpretation der Messergebnisse erschlossen. Auch nach intensiver Recherche konnten keine Literaturangaben zur Frequenzabhängigkeit von einzelnen retinalen Komponenten gefunden werden. Offensichtlich wurden derartige Messungen bisher nicht durchgeführt. Deshalb konnte nun auch nicht direkt von den hier abgeleiteten Kurven auf retinale Elemente geschlossen werden. Zusätzlich zeigte sich, dass nicht nur bei unterschiedlichen Probanden, sondern auch bei Messungen mit unterschiedlichen Parametern bei ein und demselben Probanden eine Anpassung der Frequenzabhängigkeit notwendig war. Es konnten also nicht für alle Probanden bzw. alle Messparameter einheitliche Kurven als Grundlage der Simulation gefunden werden. Dies ist jedoch angesichts der komplexen Messmethode und den großen individuellen Unterschieden in der Zusammensetzung der Retina nicht erstaunlich. Auf die große Varianz bezüglich des Verhältnisses der retinalen Zellen zueinander wird noch in 6.2 eingegangen.

Die Zuordnung der aus den Messungen abgeleiteten Teilsysteme zu retinalen Strukturen ist natürlich wegen der erwähnten Komplexität der Methode und des untersuchten Systems schwierig. Allerdings ergeben sich zahlreiche Hinweise, die zumindest eine grobe Zuordnung möglich erscheinen lassen.

Als retinale Entsprechung für das **Teilsystem A** der Simulation werden die für das Dämmerungssehen zuständigen Stäbchen angenommen. Form und Lage der abgeleiteten Frequenzabhängigkeit stimmen gut mit dem in der Literatur beschriebenen Verhalten überein. Vor allem in der Simulation der oben beschriebenen Helligkeitsreihe (siehe Tabelle 18) wird deutlich, dass Teilsystem A auch bei niedrigen Beleuchtungsstärken bereits eine große Antwortkomponente zur Gesamtantwort beisteuert, welches eine charakteristische Eigenschaft der Stäbchen ist.

**Teilsystem B** scheint sich gut der Pupillenreaktion zuordnen zu lassen. Wie aus den Vergleichsmessungen mit nicht fixierter und fixierter Pupille deutlich wird, ergibt sich ausschließlich im Bereich  $< 5$  Hz eine nennenswerte Differenz in der Amplitudenantwort. Wie Baker (Baker et al. 1984) zeigen konnte (siehe Abb. 5-1 und Abb. 5-2), verschwindet das Maximum in diesem Frequenzbereich durch Fixation der Pupille aus der Antwortamplitude. Auch die Form der abgeleiteten Frequenzkurve für Teilsystem B stimmt mit der von Baker gefundenen Abhängigkeit gut überein.

**Teilsystem C und D** scheinen zwei antagonistisch wirkende Systeme zu sein. Mit dieser Annahme kann die in vielen Messungen für Frequenzen  $> 15$  beobachtete direkt proportionale Abhängigkeit von Antwortamplitude und Reizfrequenz sowie der gleichzeitig beobachtete lineare Phasenverlauf erklärt werden. In 7.1 werden die Auswirkungen dieser Annahme eingehend erläutert. Erwähnenswert ist die für die Simulation angenommene Frequenzunabhängigkeit der beiden Systeme, ohne die die Größe der Amplitudenantwort im höherfrequenten Bereich nicht nachzubilden wäre.

---

**Teilsystem E** wurde als ein durch Zapfenaktivität geprägtes Teilsystem gedeutet. Zwar scheint die Form der abgeleiteten Frequenzabhängigkeitskurve sehr ungewöhnlich. Allerdings waren keine genaueren Daten in der Literatur zu finden und es ergab sich gleichzeitig in der Helligkeitsreihe eine Parallele zur Abhängigkeit von der Beleuchtungsstärke, die stark an das Verhalten der Zapfen erinnerte.

Nachfolgend sind alle Simulationsparameter für die Probanden GE und SM in der Übersicht aufgeführt. Auf die entsprechend dem jeweiligen Reizlicht farbig gekennzeichneten Werte wird im Rahmen der Diskussion näher eingegangen.

GE Params	Weiß	Blau	Grün	Rot	SM Params	Weiß	Blau	Grün	Rot
A Delay (ms)	52,0	81,0	48,0	80,0	A Delay (ms)	40,0	103,0	56,0	159,0
A Faktor	4,5	2,3	1,3	2,6	A Faktor	3,5	2,3	1,7	-30,0
B Delay (ms)	69,0	102,0	37,0	93,0	B Delay (ms)	55,0	78,0	74,0	165,0
B Faktor	10,0	10,0	10,0	10,0	B Faktor	10,0	10,0	10,0	10,0
C Delay (ms)	34,0	28,0	40,0	29,0	C Delay (ms)	21,0	77,0	36,0	63,0
C Faktor	0,3	-0,5	-2,3	-0,1	C Faktor	1,2	-0,5	-0,8	4,0
D Delay (ms)	24,0	36,0	38,0	30,0	D Delay (ms)	32,0	78,0	23,0	99,0
D Faktor	-1,2	-0,5	2,0	-0,7	D Faktor	-1,6	0,5	1,7	2,0
E Delay (ms)	30,0	33,0	41,0	57,0	E Delay (ms)	43,0	36,0	48,0	28,0
E Faktor	1,0	-0,4	1,5	1,4	E Faktor	-0,6	-0,4	-0,8	-43,0

Tabelle 19: Aufstellung der Simulationsparameter für GE und SM

Aus dieser Interpretation ergibt sich nun für die nachfolgende Auswertung der FIS-Messungen folgendes:

- Die FIS-Messungen sind stark durch die Pupillenreaktion beeinflusst, dieser Effekt muss bei der Deutung der FIS-Ergebnisse berücksichtigt werden.
- Der Einfluss des Teilsystems E ist für die meisten Messungen im Reizfrequenzbereich zwischen 5 Hz und 10 Hz am größten. Dieser Frequenzbereich liegt über dem für die FIS-Messungen betrachteten.
- Es können keine einheitlichen Parameter für unterschiedliche Probanden oder Reizparameter verwendet werden.

## 5.2 FIS

In diesem Abschnitt werden die mit FIS-Reizen gewonnenen Ergebnisse vorgestellt. Vorab werden einige Erläuterungen zur Methode gegeben. Wie im vorigen Abschnitt wurden sowohl Messungen mit weißem wie auch farbigem Reizlicht verwendet. Außerdem wurden wie bei den Scannermessungen Helligkeitsreihen durchgeführt.

### 5.2.1 Anmerkungen zur Methode

In dem für die FIS-Messungen verwendeten Michelson-Interferometer wird ein Strahlenteiler verwendet, der aufgrund seiner Dicke zu unterschiedlichen Laufzeiten von Reizlichtanteilen in Abhängigkeit von ihrer Wellenlänge führt. Zwar kann dieser Einfluss der chromatischen Aberration durch eine Kompensationsplatte teilweise ausgeglichen werden, aber es bleibt trotzdem ein Verschmieren der "Weißlichtposition" zu beobachten, da die Orte der maximalen Summation von Reizlichtanteilen in Abhängigkeit von der Wellenlänge voneinander abweichen. Somit werden durch das Verschieben der Datensätze (siehe 4.4.4) nie alle Phasen auf 0 (bezogen auf den Cosinus) reduziert, sondern es ergeben sich "Restphasen", die abhängig von der Wellenlänge sind. Praktisch bedeutet dies, dass das Phasenspektrum des Reizes nicht, wie theoretisch zu erwarten, konstant ist, sondern immer eine leicht an- oder absteigende Phase hat.

Bei der Betrachtung der Phasenantwort kommt weiterhin dazu, dass wegen der Moduleigenschaft der Cosinus-Funktion die Phase bei Antworten mit großen Verzögerungen entsprechend auch nur modulo 360 Grad angegeben werden können. Eine Ausnahme stellen Messreihen mit sich graduell ändernden Messparametern dar. Hier kann beim Vergleich der Phasenlagen zwischen den einzelnen Messungen zumindest die Tendenz der Änderung erkannt und bei der Bestimmung der Phasenlage berücksichtigt werden.

In den nachfolgend dargestellten Messungen wird wegen der chromatischen Aberration des Strahlenteilers und der Modulo-Beschränkungen lediglich auf die relative Phasenlage von Messungen zueinander abgehoben, die absolute Phasenlage wird vernachlässigt.

### 5.2.2 Weißes Reizlicht

In einer Reihe von Arbeiten sind bereits Untersuchungen mit FIS am Menschen beschrieben worden (Gemperlein 1980, Gemperlein 1988; Adamczyk et al. 1982, Steiner 1984), wobei sich die Auswertungen der Ergebnisse auf die Amplitudenantwort konzentrieren. Die Amplitudenantwort stellt jedoch nur eine Form der Darstellung der komplexen Gesamtantwort dar, die sich aus Paaren von Cosinus- und Sinuskomponenten zusammensetzt. Aus diesen beiden Komponenten lassen sich außerdem auch Aussagen zur Phasenlage der Amplitudenantwort ableiten, die bisher noch nicht ein-



gehend untersucht wurden. Der Zusammenhang zwischen komplexer FIS-Antwort bestehend aus Cosinus- und Sinuskomponenten wurde bereits in 4.4.5 erläutert.

In seinen Untersuchungen ging Steiner (Steiner 1984) nur am Rande auf die Phasenantworten zu seinen Humanmessungen ein. Dabei zeigte sich ein scheinbarer, bis dahin noch nicht beobachteter Zusammenhang zwischen der Amplitudenantwort und der jeweils zugehörigen Phasenantwort (siehe Abb. 5-53).

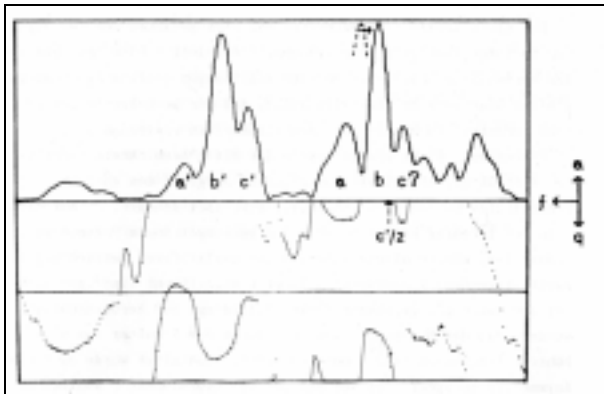
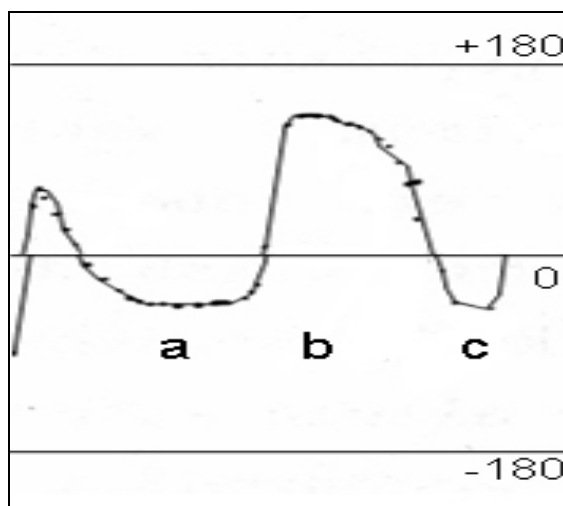


Abb. 5-53: Amplituden- und Phasenverlauf (aus Steiner 1984)

Insbesondere bei den Probanden, bei denen eine starke Amplitudenantwort gemessen wurde, zeigten sich jeweils bei den Wellenlängen mit Amplitudenmaxima starke Änderungen in der Phasenantwort. In Abb. 5-53 sind die Amplituden- und Phasenantworten zu einer Messung dargestellt. Die Einheit der x-Achse ist die Frequenz der Reizlicht-Modulation, von links nach rechts abfallend. Der Abschnitt der Maxima

a-c zeigt die linearen Antwortanteile. Der Abschnitt links vom linearen Antwortbereich stellt die nichtlinearen, 2. harmonischen Antwortanteile da. Rechts vom Maximum c liegen die subharmonischen Antwortanteile. Auf der Y-Achse ist in Richtung a die relative Amplitudenantwort, in Richtung q die Phasenantwort in Grad von  $+180^\circ$  bis  $-180^\circ$  aufgetragen.

Betrachtet man nun den entsprechenden Phasenverlauf ab der ansteigenden Flanke von Maximum a an, liegt der niedrigste Punkt der ansteigenden Flanke bei ca.  $-130^\circ$



Parameter	Wert
Minimum Flanke a	55,0
Maximum a	-50,0
Minimum a-b	0,0
Maximum b	140,0
Minimum b-c	0,0
Maximum c	-50,0
Minimum Flanke c	0,0

Tabelle 20: Markante Punkte der Amplitudenantwort mit der jeweiligen Phasen.

Abb. 5-54: Verlauf der Phasenantwort modulo 360 verschoben (nach Steiner 1984, Steiner\_phas2.jpg)

Wie aus Tabelle 20 zu ersehen, liegen zwischen den benachbarten Maxima a und b sowie b und c jeweils  $190^\circ$ . Wollte man diesen Phasenunterschied mit unterschiedlichen Reaktionsgeschwindigkeiten der zugrunde liegenden Systeme erklären, ergäbe sich wegen der Modulationsfrequenz des Reizlichtes (4Hz – 8Hz) ein Unterschied von 130 ms von a zu b und b zu c. Die Angaben zu den Reaktionsgeschwindigkeiten unterschiedlicher Rezeptortypen in der Literatur liegen zwischen 20ms und maximal 40ms. Für größere Unterschiede gibt es bisher keinen physiologischen Hinweis.

Deshalb erschien es bereits Steiner wahrscheinlich, dass Verschaltungen in nach gelagerten Schichten der Retina ursächlich für eine derart große Phasendifferenz benachbarter Maxima sein müssen. Das bedeutet aber gleichzeitig, dass die auf den FIS-Reiz gemessene Antwortamplitude nicht mit der spektralen Empfindlichkeit der Rezeptoren gleichzusetzen ist.

### 5.2.3 Skotopische und photopische spektrale Empfindlichkeit

Obwohl wie in 5.2.2 beschrieben die Amplitudenantwort nicht direkt mit der spektralen Empfindlichkeit gleichzusetzen ist, können auch bei FIS-Messungen Effekte beobachtet werden, wie sie bei den allgemein verwendeten Methoden zur Bestimmung der spektralen Empfindlichkeit auftreten.

Ein Phänomen ist die sogenannte Purkinje-Shift, eine Verschiebung der maximalen Lichtempfindlichkeit von ca. 550nm bei photopischem Sehen (Tagessehen) hin zu ca. 500 nm bei skotopischem Sehen (Nachtsehen).

#### 5.2.3.1 Proband GE

Bereits 1972 wurde beim Proband GE Untersuchungen zum Purkinje-Shift angestellt (siehe Abb. 5-55).

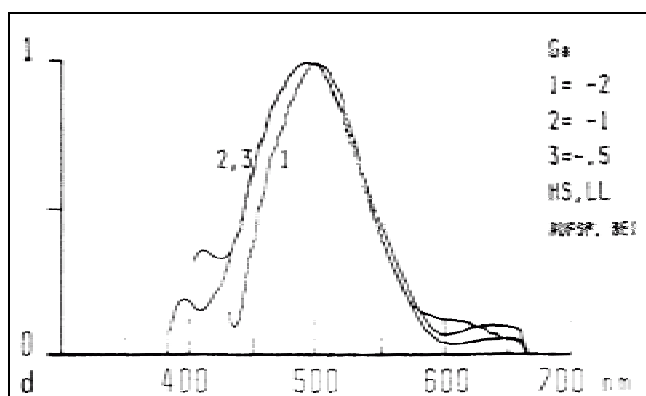


Abb. 5-55: Änderung der spektralen Empfindlichkeit von GE bei zunehmender Reizstärke aus früherer Messung ( aus Gemperlein, 1972; purkinje\_ge4.gif)

Es ist zu erkennen, dass sich das Maximum der Amplitudenantwort bei zunehmender Reizlichtstärke (angegeben in Log-Einheiten) hin zu höheren Wellenlängen verschiebt. Allerdings ist die gemessene Verschiebung mit rund  $15^\circ\text{nm}$ ! weit weniger deutlich als in der Literatur beschrieben (siehe Abb. 5-56). Um mögliche Änderungen der Purkinje-Shift über den Zeitraum von 23 Jahren zu untersuchen, wurde die Mes-

sung an Proband GE mit dem in 4.4.2 beschriebenen Aufbau wiederholt. Es wurde

eine Messreihe bestehend aus 3 Messungen mit ansteigender Reizlichtstärke durchgeführt. Wie aus Abb. 5-57 deutlich wird, ergab sich ein ähnliches Ergebnis wie in früheren Messungen. Es fällt allerdings auf, dass bei den aktuellen Messungen die größten Abweichungen zwischen den Kurven einer Messreihe nicht im blauen bzw. grünen Bereich (also an der "kurzwelligigen" Flanke) der Antwortkurve, sondern im roten Bereich (an der "langwelligigen" Flanke) liegen.

Die Ursache für diesen Unterschied bleibt unklar. Offensichtlich ist bei GE das Verhältnis zwischen den Antwortanteilen von Stäbchen und Zapfen an der Gesamtantwort bei den aktuellen Messungen ein anderes als früher. Wenn aktuell weniger Stäbchen an der Gesamtantwort beteiligt sind, erklärt dies den relativ geringen Unterschied im grün-blauen Bereich: in diesem Spektralbereich sind die zahlenmäßig überwiegenden Rot- und Grün-Zapfen nicht mehr aktiv, weswegen auch eine höhere Reizlichtstärke keine zusätzliche Reaktion bringt. Gleichzeitig kann durch den geringeren Stäbchenanteil der relativ große Unterschied des Kurvenverlaufs im roten Bereich erklärt werden: hier wirken ebenfalls die Stäbchen weniger stark als früher, was zu einem Ansteigen der Flanke durch den deutlich stärkeren Einfluss der Zapfen führt.

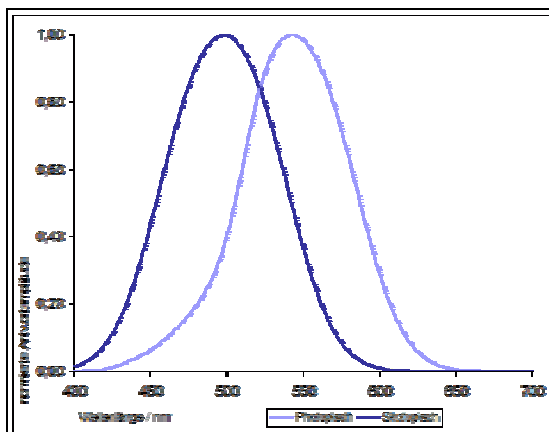


Abb. 5-56: Skotopische und photopische spektrale Empfindlichkeit (purkinje1.gif)

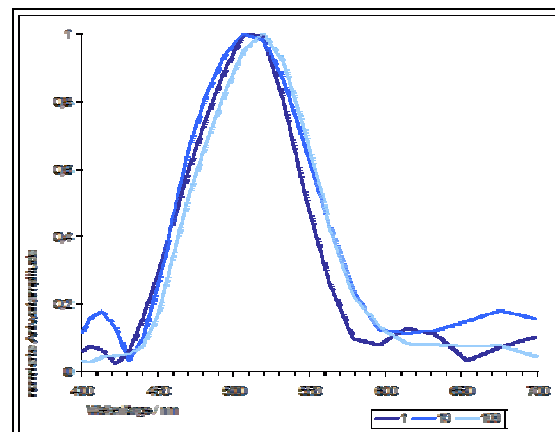


Abb. 5-57: Änderung der spektralen Empfindlichkeit von GE bei zunehmender Helligkeit (purkinje\_ge2.gif).

### 5.2.3.2 Proband HI

Der Purkinje-Shift sollte an einem weiteren Probanden nachgewiesen werden. Bei HI? konnte leider nur eine niedrige, stark verrauschte Signalantwort gemessen werden. Entsprechend ist auch die Amplitudenantwort verrauscht.

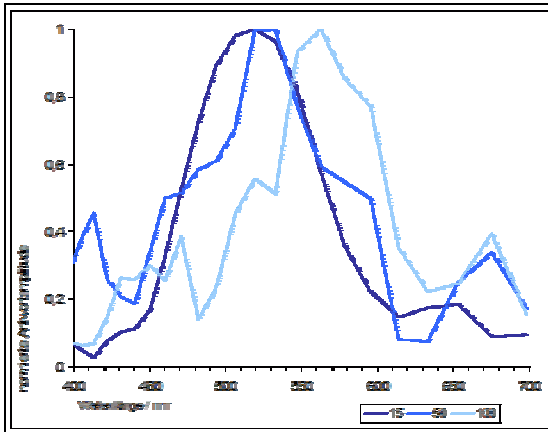


Abb. 5-58: Spektrale Empfindlichkeit von JH bei unterschiedlicher relativer Reizstärke (Purkinje\_JH1.gif)

HI. Dadurch wirken sich auch Änderungen in der Reizlichtstärke bei GE weniger stark aus als bei HI. Diese Ergebnisse werden weiter unten im Modell Eingang finden.

Trotzdem lässt sich bei zunehmender Reizstärke die Verschiebung der Amplitudenantwort von 510 nm hin zu ca. 560 nm deutlich erkennen. Im Gegensatz zu GE zeigt sich bei HI der Purkinje-Shift sehr deutlich. Wie bereits in 5.2.3.1 für Unterschiede zwischen zwei Messungen an GE können auch die Änderung zwischen GE und HI allein durch das stark unterschiedliche Verhältnis zwischen Zapfen und Stäbchen erklärt werden. Offensichtlich ist das Zapfen-Stäbchen-Verhältnis bei GE deutlich kleiner als bei

### 5.2.4 Allgemeines zum farbigen Reizlicht

Die Idee, farblich gefilterte FIS-Reize zur Untersuchung zu verwenden, erwuchs aus der Beobachtung, dass die Antworten auf farbige Scannerreize deutlicher und weniger verrauscht waren als auf Reize mit weißem Licht. Nachdem auch bei den aktuellen FIS-Messungen für weißes Reizlicht bei einigen Probanden nur sehr schwache Antworten gemessen werden konnten, wurden probeweise FarbfILTER zur Filterung des Reizlichtes verwendet, um so die einzelnen Rezeptortypen unterschiedlich stark zu reizen.

Es zeigte sich, dass die Antwortamplituden auf farbiges Reizlicht durchweg besser waren als auf weißes Reizlicht, so dass Amplituden- und Phasenantworten ermittelt werden konnten, die nur wenig Rauschen aufwiesen.

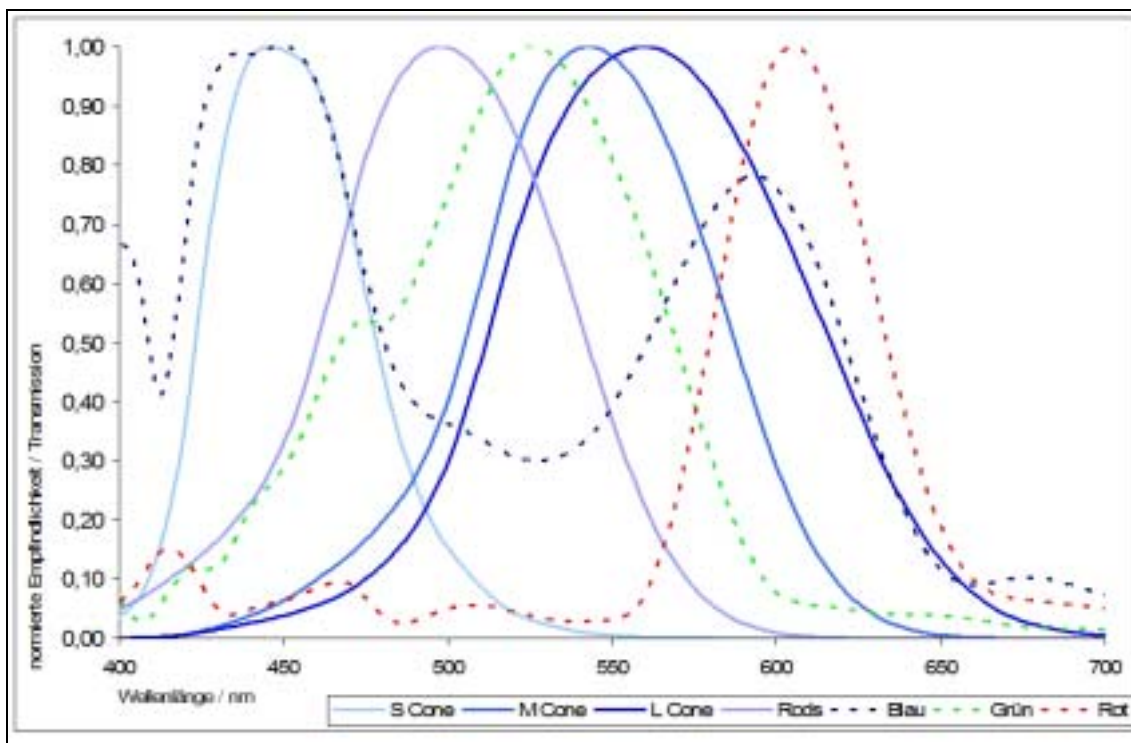


Abb. 5-59: Transmission der Filter zur FIS-Messung mit farbigem Reizlicht und normierte Empfindlichkeit der Rezeptoren (fis\_filterkurven.jpg).

In Abb. 5-59 sind die Rezeptorempfindlichkeiten sowie die Spektren des Reizlichtes inklusive FarbfILTER dargestellt. Um die Reaktion auf das farbige Reizlicht interpretieren zu können, wurde berechnet, wie stark die Rezeptoren jeweils vom gefilterten Reizlicht erregt werden. In der folgenden Tabelle sind die Anteile der Rezeptorantworten pro Filter in absoluten und pro Filter normierten Werten angegeben.

Rezeptor	FIS Blau		FIS Grün		FIS Rot	
	Abs	Norm	Abs	Norm	Abs	Norm
<b>S Cones</b>	29,3338	1,0000	18,5489	0,0849	9,2314	0,1334
<b>M Cones</b>	2,2009	0,0750	218,5660	1,0000	13,7768	0,1990
<b>L Cones</b>	2,9585	0,1009	192,5460	0,8810	69,2194	1,0000
<b>Rods</b>	12,6953	0,4328	177,8640	0,8138	8,0217	0,1159

Tabelle 21: Absolute und pro Filter normierte Werte für die Rezeptoranteile pro FIS-Filter.

Da die Antwort bei farbigem Reizlicht deutlich besser war als auf weißes Licht, wurden zur Bestimmung des Zeitverhaltens der jeweils beteiligten Komponenten für einige Filter Geschwindigkeitsreihen durchgeführt. Durch die Variation der Reizfrequenzen soll versucht werden, zwischen Phasenanteilen aufgrund tatsächlicher Antwortzeit und Phasenanteilen aufgrund von Verschaltungsvorgängen zu unterscheiden. Dies ist möglich, weil Phasen, die aufgrund einer Reaktionszeit (Totzeit) entstehen, stark von der Reizfrequenz abhängig sind, während Phasen, die auf Verschaltung beruhen (z.B. Signalinversion), von der Reizfrequenz eher unabhängig sind. In Tabelle 22 sind die Frequenzen (jeweils bezogen auf den Referenzlaser mit 632,8nm) für die Geschwindigkeitsreihen angegeben.

Triggerfrequenz	32	64	128	256	512
Entspricht Hz	0,5	1	2	4	8

Tabelle 22: Frequenz des Reizlichts (jeweils für 632,8nm) in Abhängigkeit von der Triggerfrequenz.

Die Lage der Phasenverläufe ist für die grafische Darstellung optimiert, da die tatsächliche Lage wegen der in 5.2.1 erläuterten Effekte sowieso nicht eindeutig zu bestimmen ist. Im Folgenden werden die Ergebnisse zu Messungen mit farblich gefilterten FIS-Reizen dargestellt.

### 5.2.5 Blaues Reizlicht

Für Proband GE wurde eine Geschwindigkeitsreihe mit FIS-Reiz und Blaufilter durchgeführt. Die Amplituden- und Phasenantworten sind in Abb. 5-60 und Abb. 5-61 dargestellt.

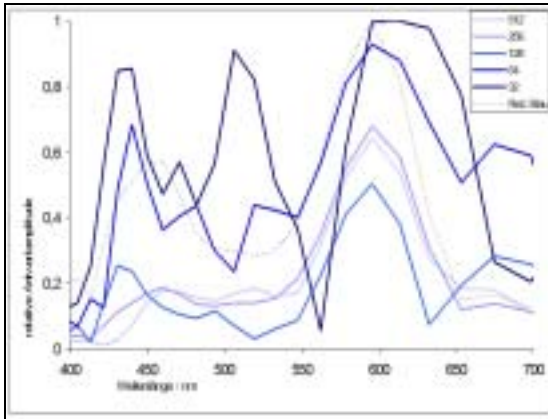


Abb. 5-60: Amplituden zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Blaufilter (fis\_ge\_srow\_blue\_ampl.jpg)

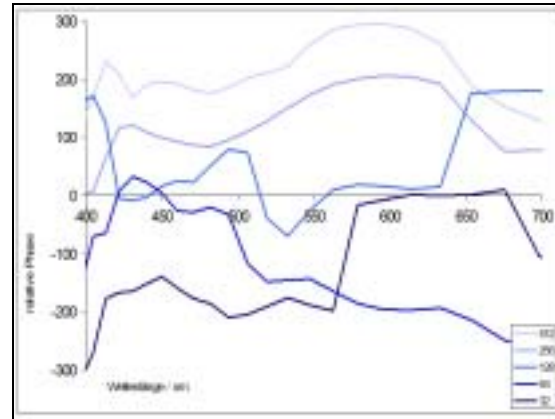


Abb. 5-61: Phasen zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Blaufilter (fis\_ge\_srow\_blue\_phas.jpg)

Wie deutlich zu erkennen ist, unterscheiden sich die Antworten, die mit verschiedenen Modulationsgeschwindigkeiten ermittelt wurden erheblich voneinander. Im Amplitudenspektrum zeigen sich stark abweichende Maxima, und entsprechend weisen die Phasenspektren sehr unterschiedliche Verläufe auf.

Ohne das Ergebnis bezüglich der zugrunde liegenden Mechanismen weiter zu interpretieren, ergeben sich allein aus diesem ersten Eindruck folgende Feststellungen:

- Das Amplitudenspektrum kann auf keinen Fall die Eigenschaft widerspiegeln, die allgemein als "spektrale Empfindlichkeit" bekannt ist. In diesem Fall hätte sich unabhängig von der Reizfrequenz die Amplitudenantwort nicht ändern dürfen.
- Es sind in jedem Fall mehrere Systeme an der Gesamtreaktion beteiligt. Dies wird deutlich aufgrund der multiplen Maxima sowie der entsprechenden, klar voneinander abgesetzten Phasenlängen zu den einzelnen Maxima.
- Bei zumindest einem der beteiligten Systeme muss es sich um ein komplexes System aus verschalteten Rezeptoren handeln: für alle Reizfrequenzen ergibt sich ein Maximum bei ca. 590nm, bei der kein einzelner Rezeptor sein Maximum hat. Die beiden weiteren Maxima bei 430nm und 530nm, die nur bei niederfrequenter Reizmodulation auftreten, könnten dagegen auf die Zapfentypen S und M zurückzuführen sein.

Eine Analyse dieser Messreihe wird anhand der Simulation in 6.6.3 durchgeführt.

### 5.2.6 Grünes Reizlicht

Auch bei der Geschwindigkeitsreihe mit grünem FIS-Reiz zeigen sich deutliche Unterschiede in Amplituden- und Phasenantwort für die unterschiedlichen Geschwindigkeiten (siehe Abb. 5-62 und Abb. 5-63). Neben dem Hauptmaximum im Bereich von 520nm bis 550nm treten bei niedrigen Reizfrequenzen weitere Maxima bei 430nm sowie bei 660nm auf. Da jedoch in der in Abb. 5-64 und Abb. 5-65 beschriebenen Helligkeitsreihe, für die alle Messungen bei 64Hz Reizfrequenz durchgeführt wurden, kein Maximum bei 660nm gemessen wurde, erscheint es naheliegend, dass es sich dabei bereits um eine nichtlineare Reaktion der quadratischen Verzerrung handelt, deren Amplituden direkt an den linearen Bereich grenzen.

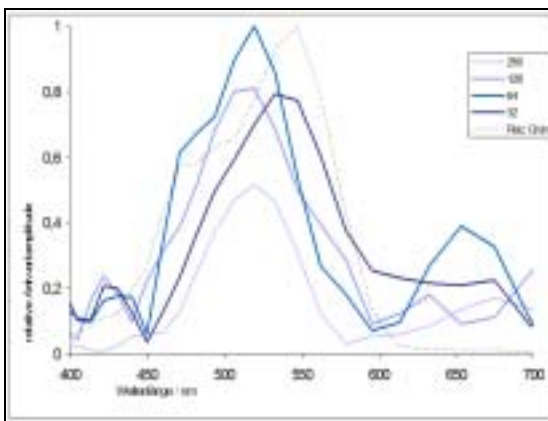


Abb. 5-62: Amplitudenspektrum zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS + Grünfilter (fis\_ge\_srow\_green\_ampl.jpg)

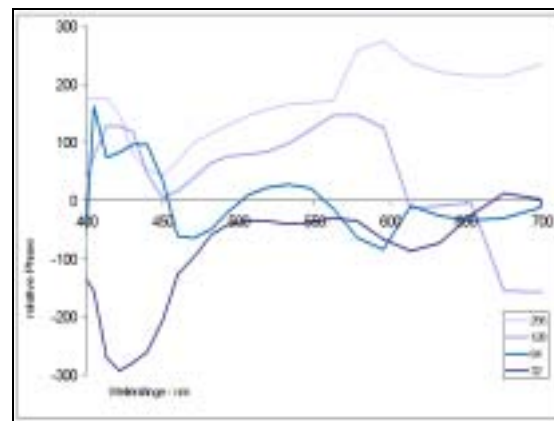


Abb. 5-63: Phasenspektrum zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Grünfilter (fis\_ge\_srow\_green\_phas.jpg)

Die breite Amplitudenantwort des Hauptmaximums bei 32Hz Reizfrequenz scheint aus zwei bei ca. 510nm und 550nm liegenden Maxima zu bestehen. Bei höheren Frequenzen nimmt die Reaktion bei 550nm stärker ab, so dass sich das Maximum der Gesamtkurve weiter nach 510nm hin verschiebt. Ab 64Hz Reizfrequenz wird weiterhin deutlich, dass im Hauptmaximum eine weitere Komponente mit einem Maximum bei ca. 460nm findet. Dies wird durch die entsprechende Schulter bei 64Hz und 128Hz deutlich. In der Reaktion auf die 256Hz Reizfrequenz ist diese dritte Komponente nahezu verschwunden, es bleibt das Maximum bei 510nm. Welcher Natur diese unterschiedlichen, in der Gesamtantwort beinhalteten Teilsysteme sind, wird in 7.2 nachgegangen.

Wegen der sehr guten Antwortqualität wurde an GE weiterhin eine Helligkeitsreihe zum FIS-Reiz mit Grünfilter durchgeführt: In Abb. 5-64 sind die Amplitudenantworten dazu, in Abb. 5-65 die entsprechenden Phasen dargestellt. Sowohl bei den Messungen mit geringer Lichtstärke wie bei denen mit besonders hoher Lichtstärke wird deutlich, dass es sich bei dem Maximum um eine zusammengesetzte Reaktion aus mindestens zwei Maxima handelt, die bei ca. 490nm und 550nm liegen. Wahrscheinlich werden beide im mittleren Helligkeitsbereich von einem weiteren bei 520nm überdeckt.



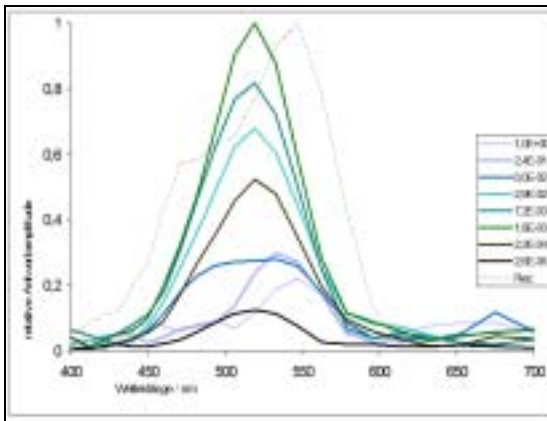


Abb. 5-64: Amplitudenspektrum zur Helligkeitsreihe für GE mit FIS+Grünfilter (fis\_ge\_low\_green\_ampl.jpg)

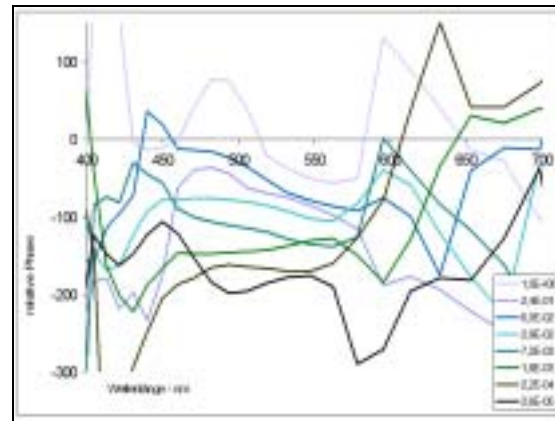


Abb. 5-65: Phasenspektrum zur Helligkeitsreihe für GE mit FIS+Grünfilter (fis\_ge\_low\_green\_phas.jpg)

Deutlich wird aber die Verschiebung des Gesamtmaximums bei zunehmender Reizlichtstärke von 510nm nach 550nm. Dies entspricht exakt dem als Purkinje-Shift beschriebenen Effekt. Die Beobachtung, dass diese Reaktion weit deutlicher ausfällt als in 5.2.3.1 beschrieben, ist in guter Übereinstimmung mit dem um zwei Zehnerpotenzen größerem Unterschied zwischen minimaler und maximaler Beleuchtungsstärke in dieser Helligkeitsreihe.

In der Phasenantwort wird wiederum sehr klar, dass sowohl bei niedriger wie auch hoher Reizlichtstärke mindestens zwei Systeme wirken. Dies zeigt sich an den unterschiedlichen Phasenlagen bei 490nm und 550nm. Dagegen ist der Phasenverlauf bei mittleren Helligkeiten glatter, was für die Überdeckung durch ein weiteres Teilsystem mit größerer Amplitude spricht. In 6.6.2 wird versucht, durch die Simulation des Ergebnisses Hinweise auf die beteiligten die Teilsysteme zu erhalten.

## 5.2.7 Rotes Reizlicht

Entsprechend den oben beschriebenen Versuchen wurde an Proband GE eine Geschwindigkeitsreihe für FIS-Reiz mit Rotfilter durchgeführt. Die Ergebnisse dieser Reise sind in Abb. 5-66 und Abb. 5-67 dargestellt.

Die Einzelmessungen der Rot-Reihe scheinen weniger stark zu variieren. So zeigen sowohl Amplituden- wie Phasenantworten jeweils kontinuierliche Änderungen im Verlauf ohne Sprünge. Auch treten, anders als bei Blau- und Grün-Reihe, keine weiteren Maxima auf. Die Phasenantwort weist auf unterschiedliche Teilsysteme bei Wellenlängen kleiner und größer als 550nm hin, allerdings sind die Amplituden aller Einzelmessungen im Bereich unter 550nm nur gering. Im Modell in 6.6.3 wird untersucht, ob es sich bei den Antworten unter 550nm um tatsächliche Reaktionen oder lediglich um Artefakte handelt.

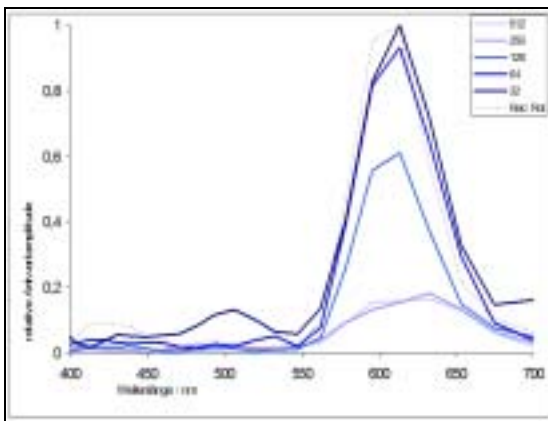


Abb. 5-66: Amplitudenspektrum zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Rotfilter (fis\_ge\_srow\_red\_ampl.jpg)

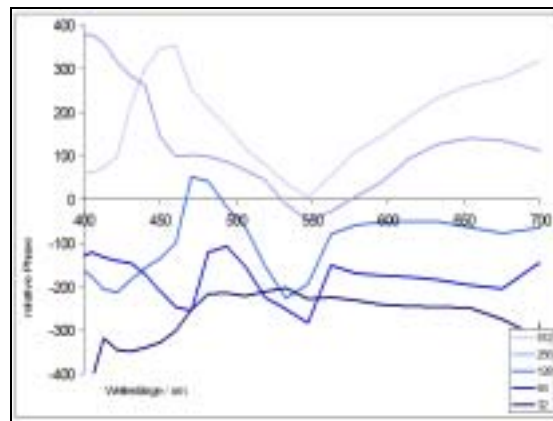


Abb. 5-67: Phasenspektrum zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Rotfilter (fis\_ge\_srow\_red\_phas.jpg)

Wie Steiner 1984 anhand von Modellsystemen gezeigt hat, weist eine linear an- oder absteigende Phasenantwort auf ein wirkendes System mit konstanter Totzeit hin. Aufgrund der sich ändernden Reizfrequenz pro Wellenlänge führt diese konstante Totzeit zu einer jeweils leicht geänderten Phasenlage, wobei die Differenz zwischen zwei Wellenlängen jeweils von Totzeit und Frequenz abhängt. Für die Rot-Geschwindigkeitsreihe kann aufgrund der sehr glatten Phasenverläufe für Antworten zwischen 550nm und 650nm von einer solchen, konstanten Totzeit ausgegangen werden.

### 5.2.8 Zusammenfassung der FIS-Messungen

In ersten Untersuchungen wurde bereits deutlich, dass sich die Antwort auf den FIS-Reiz nicht nur aus Reaktionen der Rezeptoren zusammensetzt. Dieser Schluss konnte aufgrund der bei FIS zusätzlich zur Amplitudenantwort anfallenden Phasenantwort gezogen werden. Auch in den Ergebnissen dieser Arbeit wird deutlich, dass die FIS-Antwort eine komplexe Reaktion verschiedener Teilsysteme widerspiegelt.

Bei Messungen mit weißem Reizlicht wurde gezeigt, dass sich mit dem FIS-Reiz der Purkinje-Effekt erstmals elektrophysiologisch einfach nachweisen lässt, der bisher schon mit anderen meist psychophysischen Untersuchungsmethoden beschrieben wurde. Sehr interessant ist, dass die Antworten auf farbiges Reizlicht deutlich stärker ausfielen als auf weißes Reizlicht. Auf die Deutung dieses Effekts wird in 7.2 noch näher eingegangen.

Die Antworten auf blaues und grünes Reizlicht zeigen deutlich, dass jeweils mehrere retinale Teilsysteme Antwortkomponenten in derselben Größenordnung beisteuern. Abhängig von der Beleuchtungsstärke und der Modulationsgeschwindigkeit ergeben sich bei unverändertem Farbfilter abweichende Maxima. Diesen jeweils unterschiedlichen Maxima innerhalb einer Messreihe können Phasenantworten zugeordnet werden, deren Lage nicht ausschließlich auf veränderte Verarbeitungsgeschwindigkeit zurückzuführen sein kann, da die Phasenlage der Maxima jeweils deutlich voneinander abgesetzt ist.

Damit ist die Annahme aus früheren Arbeiten, es handele sich bei der FIS-Antwort um die spektrale Empfindlichkeit des Gesamtsystems Retina, nicht mehr haltbar, da für diesen Fall eine glatte Amplitudenantwort über den betrachteten Spektralbereich zu erwarten gewesen wäre. Für den Verlauf der Phasenantwort innerhalb einer Einzelmessung sowie die Erklärung der Unterschiede zwischen den Einzelmessungen einer Reihe können nur in der Antwort enthaltene retinale Verarbeitungsmechanismen verantwortlich sein.

Für rotes Reizlicht kann anhand des Verlaufs der Phasenantwort bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten eindeutig gefolgert werden, dass vor allem ein System zu dieser Antwort beiträgt, für das zudem sehr gut die Totzeit (= Reaktionszeit z.B. eines Rezeptors bzw. Rezeptorsystems) bestimmt werden kann.



## 6 Interpretation anhand eines Modells

Die Frage, welche Elemente des Gesamtsystems Retina die Antwort auf FIS-Reize liefern, ist bisher nicht klar. Aufgrund der Komplexität des Reizes sowie natürlich des untersuchten Systems erschließen sich die Zusammenhänge nicht ohne Weiteres.

In einer Reihe von Arbeiten ist bereits der Versuch gemacht worden, anhand von Modellen einzelne retinale Eigenschaften oder gar die Retina in ihrer Gesamtheit zu simulieren (Courtney et al. 1991, Guth 1991, Wu 1992, Dacey 1996, Lee et al. 2003). All diesen Modellen ist gemein, dass sie jeweils nur für bestimmte, meist sehr eng umrissene Rahmenbedingungen in der Lage sind, die gewünschten Eigenschaften der Retina nachzubilden. Keines der bekannten Modelle war zur Simulation der durch FIS-Reize hervorgerufenen Reaktionen geeignet. Insbesondere fehlte die notwendige dynamische bzw. komplexe Betrachtung des Reizes mittels der vektoriellen Addition.

Obwohl die Komplexität eines Modells zur Simulation von FIS-Antworten deutlich höher ist als die des Scanner-Modells, wurde aufgrund der ermutigenden Ergebnisse aus 5.1 versucht, ein dynamisches Modell zur Simulation von FIS-Antworten zu programmieren, um die Zusammenhänge zwischen den einzelnen Komponenten zu verstehen, die als Bestandteile der Retina Einfluss auf die im Rahmen dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse nehmen.

Im Folgenden wird zuerst anhand von verschiedenen Ansätzen versucht, die an den einzelnen Antwortkomponenten auf modulierte Ganzfeldreize beteiligten Zelltypen einzugrenzen, um die Komplexität des zu schaffenden Modells reduzieren zu können. Außerdem wird die Relevanz weiterer Parameter wie Beleuchtung, Kontrast, usw. für ein retinales Modell betrachtet. Schließlich wird auf der Basis einer Arbeit von Paulus und Paulus 1982 ein Modell vorgeschlagen und versucht, die in 5.2 gewonnenen Ergebnisse nachzubilden.

### 6.1 Auswahl der zu berücksichtigenden retinalen Zelltypen

Jede Stimulation der Rezeptoren zieht durch die noch immer nicht vollständig bekannte Verschaltungen innerhalb und zwischen den einzelnen Schichten der Retina eine Kaskade weiterer Reaktionen nach sich. Räumlich oder zeitlich modulierte Lichtreize bieten in Kombination mit nachgeschalteten Analysetechniken (z.B. Fouriertransformation) die Möglichkeit, die in der Gesamtantwort steckenden Komponenten und die jeweils ursächlichen Teilsysteme zu untersuchen.

---

Bereits Spekreijse (Spekreijse et al. 1973) beobachtete, dass in Abhängigkeit von der zeitlichen Frequenz (im Gegensatz zur räumlichen) des Reizes nicht nur lineare Komponenten (F1) im ERG auftreten, sondern auch nichtlineare Anteile, also harmonische Anteile höherer Ordnungen (F2). Wie bereits in 4.4.1 beschrieben, liefert die Antwort auf den FIS-Reiz Amplituden- und Phaseninformationen zum linearen und nichtlinearen Verhalten des untersuchten Objekts. Unklar ist jedoch bisher, welchen retinalen Strukturen diese Antwortkomponenten zuzuordnen sind. Sowohl aus dem Bereich der Forschung wie auch der klinischen Ophthalmologie kommen Hinweise zu Ursprung der linearen und nichtlinearen Antwortkomponenten bei Säugetieren. In diesem Kapitel werden die aktuellen Ergebnisse zusammengefasst, um daraus Rückschlüsse auf den Ursprung der Antwortkomponenten zum FIS-Reiz ziehen und Zusammenhängen der visuellen Verarbeitung im menschlichen Auge erkennen zu können.

### 6.1.1 Current Source Sink Untersuchungen

Die Frage, welche retinalen Schichten jeweils zu Ganzfeld- und Musterreizen beitragen, und wo die linearen und nichtlinearen Anteile an der Antwort entstehen, wurde seit langem mit unterschiedlichen Methoden untersucht. Dabei gab es Hinweise darauf, dass die linearen und nichtlinearen Antwortkomponenten unterschiedliche Generatoren haben müssten.

Bei sinusförmig modulierten Musterreizen (ähnlich einem Schachbrett), die aus einer gleichen Anzahl von hellen wie dunklen Regionen zusammengesetzt sind, sind nahezu keine lineare Antwortanteile zu erkennen, sondern können lediglich nichtlineare Antwortkomponenten gemessen werden. Dies wurde so erklärt, dass durch die gleiche Anzahl von Bereichen, die gleichzeitig die Helligkeit in jeweils entgegengesetzte Richtung wechseln, eine Auslöschung der linearen Antwort stattfindet. (Riggs et al. 1964; Maffei et al. 1981). Man ging davon aus, dass die nichtlineare Antwort bei Musterreizen hauptsächlich durch die retinalen Ganglienzellen erzeugt wird, da die Antwort Eigenschaften aufwies, die man bereits von den Ganglienzellen kannte. Vor allem ist hier die räumliche Bandpassfunktion, also laterale Inhibition, zu nennen (Hess et al. 1986). Außerdem gab es klinische Hinweise auf Beeinflussung der zeitlichen Übertragungsfunktion nach Degenerierung des Sehnervs (Maffei et al. 1985, siehe 6.1.2).

Bei Ganzfeldreizung konnten dagegen deutliche lineare und nichtlineare Anteile gemessen werden (Spekreijse et al. 1973, Hess et al. 1984, Steiner 1982). Nach der Analyse der einzelnen Antwortkomponenten schlugen Hess und Baker 1984 (Hess et al. 1984) vor, dass für beide nichtlinearen Antwortanteile, für Muster- wie für Ganzfeldreize, derselbe Generator verantwortlich sei, weswegen man sich bei Aussagen zur Funktion weniger auf die Reizart als vielmehr auf die zugrunde liegenden Generatoren konzentrieren sollte.

Letztlich waren aber alle Hinweise auf die unterschiedlichen Ursprungsorte der Antwortkomponenten nur indirekter Art, weswegen Baker (Baker et al. 1988) den Versuch

unternahm, mittels der so genannten Current Source Density Analysis (CSD) die Reaktion auf verschiedene Reizformen direkt in der Retina zu messen. Dazu führten sie eine Elektrode in die Retina von Affen (*Macaca fascicularis*) ein, deren Eindringtiefe durch einen Microdrive variiert werden konnte (siehe Abb. 6-1). Dann wurde pro Reizart jeweils die Reaktion für verschiedene Eindringtiefen, also in unterschiedlichen retinalen Schichten, gemessen und die Cosinus- und Sinusanteile gegen die Eindringtiefe aufgetragen (siehe Abb. 6-3).

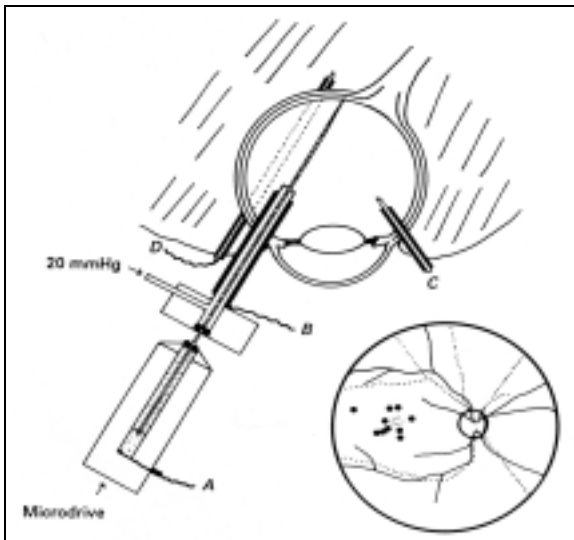


Abb. 6-1: Versuchsaufbau zur CSD-Messung (aus Baker et. al. 1988, CSD\_002.jpg)

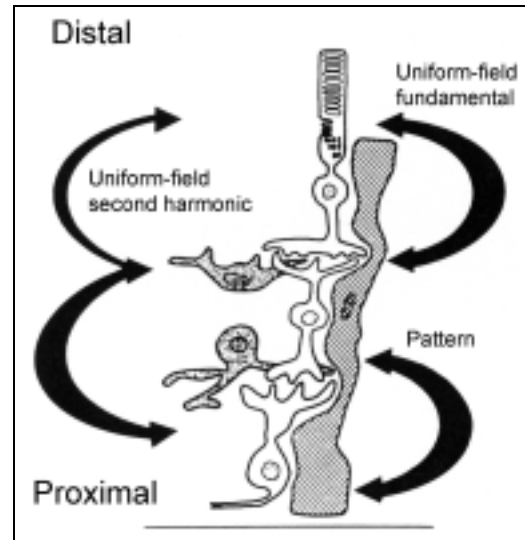


Abb. 6-2: Zusammenfassendes Schema der CSD-Analyse der Primatenretina für uniform field und pattern Stimuli (Baker 1988, CSD\_001.jpg).

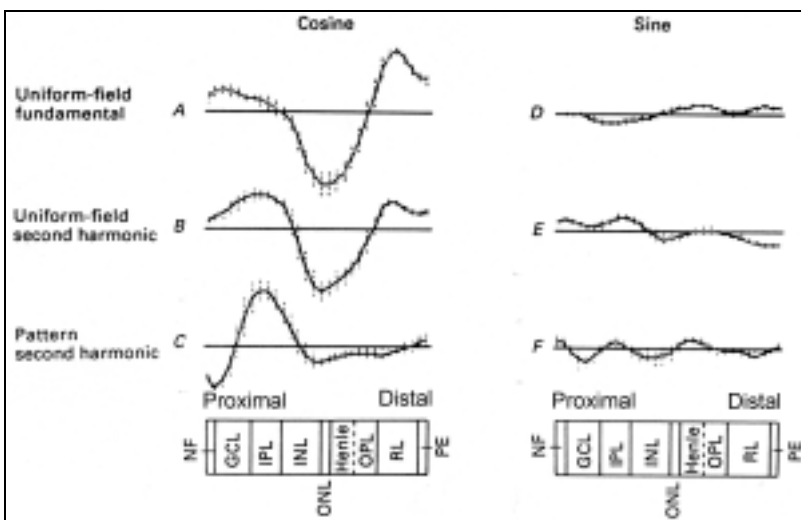


Abb. 6-3: Cosinus- und Sinusanteile der CSD-Antwort auf Ganzfeld- und Musterreize und ihre Entstehungsorte in der Primatenretina (aus Baker et. al. 1988, CSD\_003.jpg).

Das Ergebnis dieser Messungen entlang eines Querschnitts durch die retinalen Schichten ist in Abb. 6-2 dargestellt. Wie deutlich zu erkennen ist, wird die lineare Antwort auf Ganzfeldreize (uniform field fundamental) in einem Bereich distal zur outer nuclear layer (ONL, siehe auch Abb. 3-7) erzeugt. Mit dieser Feststellung kommen als mögliche Generatoren nur Rezeptoren, Horizontalzellen oder Müllerzellen in Betracht. Die nichtlineare Antwort zum Ganzfeldreiz entsteht zu einem geringen Teil distal zum

ONL, hauptsächlich jedoch proximal davon im inner nuclear layer (INL) und inner plexiform layer (IPL). Die nichtlineare Antwort auf Musterreize wird weiter distal, im Bereich von IPL und ganglion cell layer (GCL), erzeugt. Die Antworten auf modulierte Reize sind, wie in 5.1 gezeigt, stark von der Reizfrequenz abhängig. Da Baker als Reizfrequenz 8 Hz gewählt hatte, lagen sie damit nahe an dem in dieser Arbeit meist verwendeten Reizfrequenzen, was die Vergleichbarkeit der Ergebnisse erhöht.

### 6.1.2 Pathologische Hinweise

Verschiedene Autoren haben die Auswirkungen pathologischer Veränderungen am Auge auf das Antwortverhalten auf Ganzfeldreize in einer Reihe von klinischen Studien untersucht. Dabei zeigte sich, dass verschiedene Erkrankungen die linearen und nichtlinearen Antwortkomponenten unterschiedlich stark beeinflussen. So wird unter anderem in Porciatti et al. 1989, Falsini et al. 1991 und Falsini et al. 1995 gezeigt, dass sich aus dem Amplitudenverhältnis von linearen und nichtlinearen Anteilen zueinander sowie aus deren zeitlichen Verzögerung Rückschlüsse auf die zugrunde liegende Störung und die Lage der Störung in den retinalen Schichten ziehen lassen. Die nachfolgend beschriebenen Ergebnisse sollen hier dazu dienen, den Ursprung der Antwortkomponente des FIS-Reizes zu bestimmen.

Kürzel	Bezeichnung	Erläuterung	Referenz	Schicht	Einfluss F1	Einfluss F2
PPD	Posterior Pole Dysfunction	postrezeptorale Netzhautschädigungen durch Durchblutungsstörungen (Ischemie)	Porciatti 1989	OPL-IPL	0	-2
RP	Retinopathie	Netzhautablösung, tritt oft bei Diabetikern auf.	Ghirlanda 1991	OPL-GCL	-1	-2
IMH	Inner Lamellar Hole	Ablösung der inneren Retinaschichten, Folge von Ödemen	Falsini 1992	OPL-GCL	-1	-2
OHT	Oculare Hypertension	erhöhter Augeninnendruck (Glaucoma)	Falsini 1991	IPL-GCL	0	-2
MAD	Makuladegenerationen	Sammelbegriff für Schädigungen der Rezeptoren im Bereich der Fovea	Porciatti 1989, Porciatti 1993	ONL	-2	-3
ONHD	Optic Nerve Head Dysfunction	Schädigungen des Sehnervkopfes mit Retinaeinfluß wie Papillitis (Entzündung), optic disk oedema (Blutung)	Porciatti 1989	IPL-GCL	0	-1
CSC	Central serous Chorioretinopathie	Aderhautentschädigung, z.B. als Folge einer Entzündung	Falsini 1995	ONL	-2	-3

Tabelle 23: Einfluss retinaler Erkrankungen auf die linearen (F1) und nichtlinearen (F2) Antwortkomponenten. Bewertung: 0 = kein Einfluss; -1 = leichte Abschwächung; -2 deutliche Abschwächung; -3 = starke Abschwächung..

In Tabelle 23 sind die Ergebnisse diese Arbeiten bezüglich ihrer wahrscheinlichen Lage innerhalb der retinalen Schichten für eine Reihe von klinisch gut diagnostizierbaren Krankheitsbildern dargestellt.



Wertet man die genannten Arbeiten bezüglich des retinalen Schadensortes, also der maßgeblich betroffenen Zellschicht, und dem Einfluss auf die linearen und nichtlinearen Antwortkomponenten auf modulierte Ganzfeldreize aus, so ergeben sich die in Abb. 6-4 und Abb. 6-5 dargestellten Beziehungen.

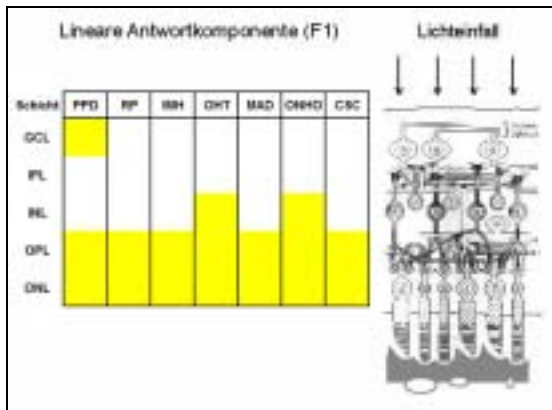


Abb. 6-4: Darstellung von F1-Wirkorten der in Tabelle 23 aufgeführten Krankheitsbilder (Patho\_F1.jpg).

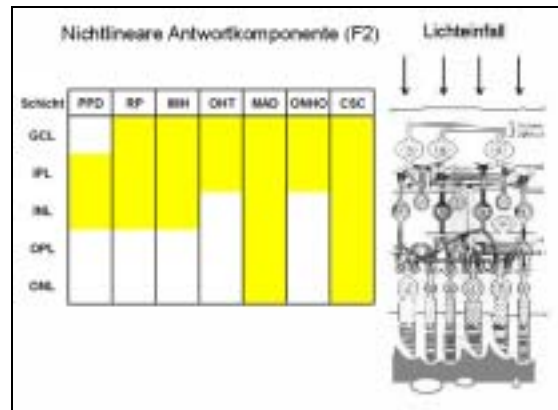


Abb. 6-5: Darstellung von F2-Wirkorten der in Tabelle 23 aufgeführten Krankheitsbilder (Patho\_F2.jpg).

Wie zu erkennen ist, deuten 4 von 7 Krankheitsbilder darauf hin, dass der Generator für die lineare Antwortkomponente F1 im OPL bzw. im Bereich distal zum OPL liegt. Damit kommen als mögliche neuronale Zelltypen Rezeptoren und/oder Horizontalzellen in Frage. In den 3 Studien zu weiteren Krankheitsbildern sind die Hinweise nicht so eindeutig, da die Schädigungen der Retina in diesen Fällen breiter, also viele neuronale Zelltypen betreffen. Allerdings geben diese Krankheitsbilder auch keinen Hinweis darauf, dass die lineare Antwortkomponente nicht in diesem Bereich der Retina entsteht.

Nahezu komplementär stellt sich die Situation bezüglich des Einflusses der Krankheitsbilder auf die nichtlineare Antwortkomponenten F2 dar. 5 der 7 Studien sehen die Lage des F2-Generators proximal zwischen INL und GCL. Das als Makulardegeneration (MAD) beschriebene Krankheitsbild sowie die zentrale Chorioretinopathie (CSC) beeinflussen nahezu alle Schichten der Retina, wodurch ihre Aussagekraft zur Lage des F2-Generators eingeschränkt wird. Allerdings widersprechen die Erkenntnisse zu MAD und CSC auch nicht der Sicht, dass die nichtlinearen Antwortkomponenten proximal zu INL entstehen.

## 6.2 Color Coding Model nach Paulus-Paulus

Auf der Suche nach einer geeigneten Basis für ein Modell zur Beschreibung der FIS-Antworten in der menschlichen Retina wurde das Modell von Paulus und Paulus 1982 ausgewählt, weil es auf konkreten Erkenntnissen zum Aufbau der Retina und wenigen, sehr einfachen und nachvollziehbaren Annahmen beruht. Alle weiteren Anforderungen an ein Modell (z.B. die RG-, BY-Gegenfarbkanäle) ergeben sich als Folgerung zwangsläufig aus diesen Annahmen. Dies sind im Einzelnen:

1. Die Anordnung der Zapfen verschiedenen Typs (short, middle und long, S, M und L) in der Retina bilden ein einheitliches Mosaik, in dem jeder Zapfen 6 äquidistante Nachbarn hat (Wässle et al. 1978).
2. Die Verteilung der Zapfen verschiedener Empfindlichkeiten in diesem Mosaik ist zufällig, benachbarte Zapfen interagieren miteinander, unabhängig vom spektralen Typ, immer in derselben Weise (Marc 1977).
3. Das Häufigkeitsverhältnis zwischen L- und M-Zapfen beträgt 1:1.5 und der Anteil der S-Zapfen an der Gesamtpopulation 15% (Castano et al. 1982).
4. Innerhalb der Fovea wird das Center-Signal innerhalb einer Center-Surround-Anordnung nur von einem einzelnen Zapfen geliefert (DeMonasterio 1979).
5. S-, M- und L-Zapfen tragen bei mittlerer Helligkeit in gleicher Weise zu einem Luminanzsignal bei (Vos 1982).
6. Die spektralen Empfindlichkeiten der S-, M- und L-Zapfen entsprechen den durch Estevez korrigierten Daten von Stiles und Burch (Estevez 1982, Stiles et al. 1955)
7. Die Transformation von Photopigmentreaktion zur Reaktion der Zapfen verläuft entsprechend der "nichtlinearen Rezeptorkompressionsgleichung" von Boynton (Boynton 1979).
8. Die Transformation der Signale von der trichromatischen Rezeptorebene zur Gegenfarb-Ebene erfolgt durch lineare Center-Surround Subtraktion in der OPL (Wheeler et al. 1977).

Aus den oben genannten Annahmen leiten Paulus et al. drei verschiedene Clustertypen (Units, U) ab, jeweils mit einem Blau-, Grün- oder Rotrezeptor (S, M, L) im Zentrum (SU, MU, LU). Die Zusammensetzung des Surround-Feldes, also der 6 Rezeptoren, die den zentralen Rezeptor (Annahme 4) unmittelbar (Annahme 1) umgeben, ergibt sich aus den Annahmen zur Häufigkeit ihres Auftretens in der Fovea (Annahme 3). In Abb. 6-6 wird das Modell schematisch dargestellt.

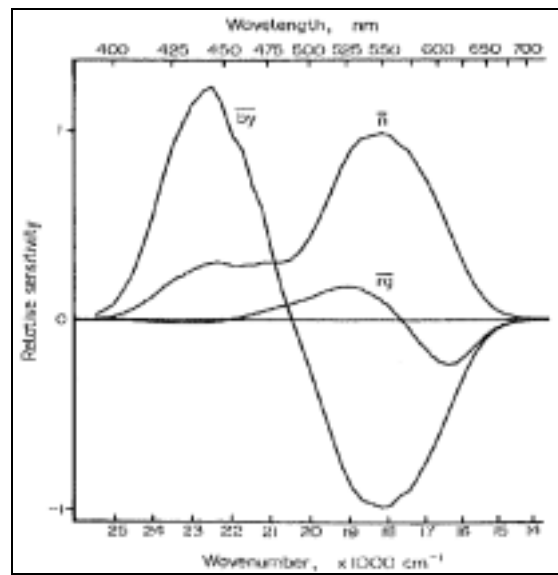
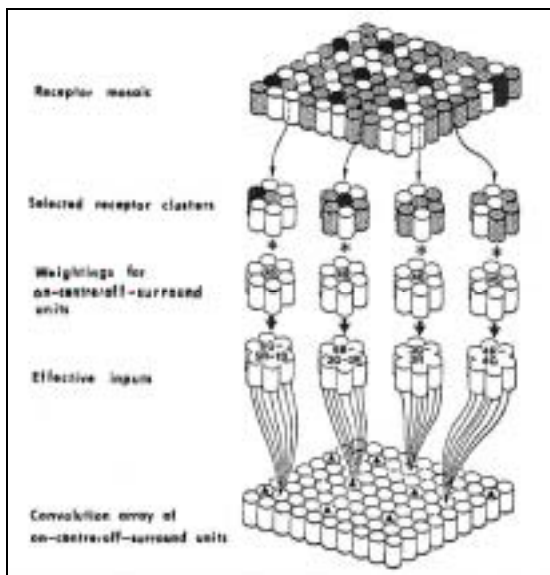


Abb. 6-6: Darstellung des Zusammenhangs zwischen zufälliger Rezeptorverteilung, der Center-Surround-Gewichtung sowie dem effektiven Signal (aus Paulus und Paulus-Kröger 1982, PaulusPaulus1.jpg)

Abb. 6-7: Darstellung der Gegenfarbkanäle BY (Blau-Gelb) und RG (Rot-Grün) sowie des Luminanzkanals N, die sich zwingend aus den Annahmen von Paulus und Paulus-Kröger ergeben (paulus\_ColOppChannels1.jpg)

Für die Gesamtantwort der Cluster SU, MU und LU ermitteln Paulus und Paulus (nach verschiedenen Umformungen) die nachfolgenden Zusammenhänge:

$$SU = 6S - 3,6M - 2,4L$$

Formel 6-1: Zusammensetzung eines S-Clusters

$$MU = -0,9S + 2,94M - 2,04L$$

Formel 6-2: Zusammensetzung eines M-Clusters

$$LU = -0,9S - 3,06M + 3,96L$$

Formel 6-3: Zusammensetzung eines L-Clusters

Man kann nun weiterhin beide Rot-Grün-Gegenfarbcluster, also sowohl MU- wie auch LU-Cluster, entsprechend ihrer Häufigkeit (Annahme 3) zu einem mittleren Rot-Grün-Cluster LMU zusammenfassen:

$$LMU = -0,18S + 2,988M - 2,808L$$

Formel 6-4: Zusammensetzung eines kombinierten LM-Clusters

Somit ergeben sich für den Luminanzkanal N sowie die Gegenfarbkanäle BY und RG folgende Zusammenhänge (die neuen Bezeichnungen N, BY und RG werden eingeführt, um den Übergang von einzelnen Gegenfarbclustern hin zu einer psychophysischen Übertragungsfunktion zu kennzeichnen und Verwechslungen zu vermeiden):

$$N = 1,05S + 3,57M + 2,38L$$

*Formel 6-5: Zusammensetzung des Luminanzkanals*

$$BY = 6S - 3,6M - 2,4L$$

*Formel 6-6: Zusammensetzung des BY-Gegenfarbkanals*

$$RG = -0,18S + 2,988M - 2,808L$$

*Formel 6-7: Zusammensetzung des RG-Gegenfarbkanals*

Formel 6-5, Formel 6-6 und Formel 6-7 werden zur Darstellung der Beziehung zwischen den Rezeptoren S, M und L und Gegenfarbkanälen BY und RG sowie dem Luminanzkanal N für das Modell zur Simulation von FIS-Antworten übernommen. In Abb. 6-7 sind die sich ergebenden Kurven dargestellt. Entsprechend gelten damit auch die Annahmen 1 – 7, die die Grundlage für die Herleitung dieser Formeln sind.

### 6.3 Weitere Modellparameter

In diesem Abschnitt sollen weitere Parameter vorgestellt werden, die in einem Modell zur Simulation der FIS-Antworten berücksichtigt werden müssen.

#### 6.3.1 Reizlicht

Unterschiede in der Stärke des Reizlichts führen zu sehr unterschiedlichen Signalwegen innerhalb der Retina. Dies ergibt sich allein schon daraus, dass die Stäbchen ca. um den Faktor 100 empfindlicher sind als die Zapfen. Der Mechanismus des Dämmerungssehens wurde bereits in 3.2.1 sowie in 5.2.3 im Zusammenhang mit dem Purkinje-Shift vorgestellt. In diesem Abschnitt werden die Folgen der Abhängigkeit vom Reizlicht für das zu konzipierende Modell besprochen. Wegen der Natur des FIS-Reizes wird dabei besonders auf die Frequenzabhängigkeit sowie die nichtlineare Verstärkung eingegangen.

##### 6.3.1.1 Spektrum des verwendeten Reizlichts

Für alle Messungen wird das Spektrum des Reizlichts als Eingangsgröße im Modell berücksichtigt, indem die Rezeptoren entsprechend ihrer Empfindlichkeitsspektren gewichtet werden. Dazu wird pro Rezeptor das Integral über Reizlicht- und Empfindlichkeitsspektrum gebildet. Die Kurven sind in Abb. 5-59 dargestellt.

##### 6.3.1.2 Abhängigkeit der Frequenzempfindlichkeit

Entsprechend der räumlichen Kontrastempfindlichkeit (Contrast Sensitivity Function, CSF) für die räumliche Unterscheidung von Reizen kann man eine zeitliche Funktion (Temporal Sensitivity Function, TSF) zur Beschreibung der Wahrnehmung von Flicker-

reizen angeben, indem für verschiedenen Reizlichtstärken die Abhängigkeit gerade noch wahrnehmbaren Modulation von der Flickerfrequenz angegeben wird. In Abb. 6-8 ist dies für Lichtstärken von 0.06 Troland bis 9600 Troland aufgetragen. Danach ist das menschliche Sehsystem besonders für Modulationsfrequenzen zwischen 15 Hz und 20 Hz bei hoher Lichtstärke (photopisches Sehen) empfindlich. Unter diesen Bedingungen werden noch Modulationsgrade bis min. 1% wahrgenommen, wobei die Maximal wahrnehmbare Modulationsfrequenz bei ca. 60 Hz liegt. Bei niedrigen Beleuchtungsstärken dagegen werden mindestens 20% Modulationsgrad zur Wahrnehmung benötigt, wobei die maximal wahrnehmbare Modulationsfrequenz bei 15 Hz liegt.

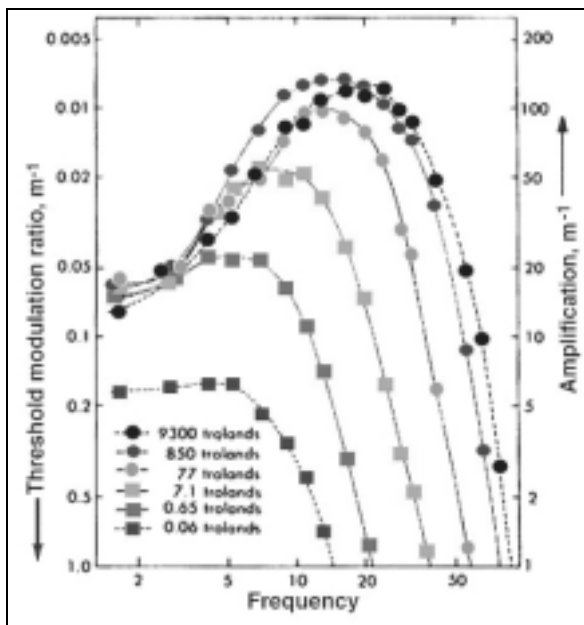


Abb. 6-8: Zeitliche Kontrastsensitivität für verschiedenen Beleuchtungsstärken (aus [webvision.med.utah.edu /imageswv/KallTemp11.JPG](http://webvision.med.utah.edu/imageswv/KallTemp11.JPG))

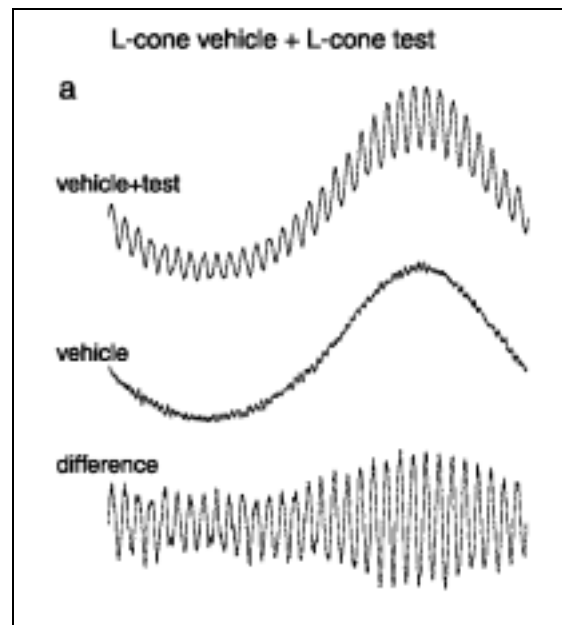


Abb. 6-9: Beispiel für die dynamische Kontrastverstärkung (aus Lee, Dacey, Smith and Pokorny 1999, [Dy-nAmp\\_2.jpg](#))

Für das Modell werden diese Kurven zur Multiplikation der Rezeptorempfindlichkeiten übernommen.

### 6.3.1.3 Nichtlineare Verstärkung

1999 konnte Lee (Lee et al. 1999) nachweisen, dass bereits in den Horizontalzellen eine Adaptation an die Lichtstärke stattfindet und dass die Verstärkung bereits vor den Horizontalzellen entsteht: eine weiträumige Mittelung und anschließendes Feedback durch die Horizontalzellen (Lee et al. 2003) könnte zwar eine dynamische Kontrastverstärkung erklären, aber dieser Prozess würde deutlich länger benötigen als der ermittelte Delay von 44 ms. Somit bleibt als Ort der Rückkopplung nur die Triaden, in denen die Dendriten von verschiedenen Zelltypen in einer Invagination am Fuß der Rezeptoren zusammentreffen (siehe auch Abb. 3-13).

Ein Beispiel für diese schnelle Reaktion ist in Abb. 6-9 dargestellt. Dieser Effekt wurde in dem hier vorgestellten Modell berücksichtigt, da er dazu führt, dass die Rezeptorempfindlichkeitskurven bei Modulationsmessungen über den gesamten Spektralbereich verzerrt werden: bei Stimulation mit moduliertem Licht einer Wellenlänge, für die der Rezeptor nur noch wenig empfindlich ist, wird diese Reaktion abgeschwächt, während sie gleichzeitig bei Wellenlängen, die näher an der maximalen Rezeptorempfindlichkeit liegen, verstärkt wird.

Deshalb wurde die progressive Kontrastverstärkung inklusive der Verzögerung für alle Rezeptoren als ein weiterer Parameter in das Modell aufgenommen.

### 6.3.2 Genetische Varianz der Rezeptorempfindlichkeit

Bereits 1986 haben Nathan et al. (Nathan et al. 1986) die genetischen Grundlagen des trichromatischen Farbsehens untersucht. Zu Beginn der 90er Jahre konnten eine Reihe von Gruppen die zugrunde liegenden genetischen Mechanismen und ihr Einfluss auf Farbfehlsichtigkeiten beschreiben, so z.B. Neitz et al. (Neitz et al. 1991, Deeb et al. 1992, Merbs et al. 1992, Yokoyama et al. 1998). Eine gute Zusammenfassung der seitdem gewonnenen Ergebnisse findet sich in Deeb 2005.

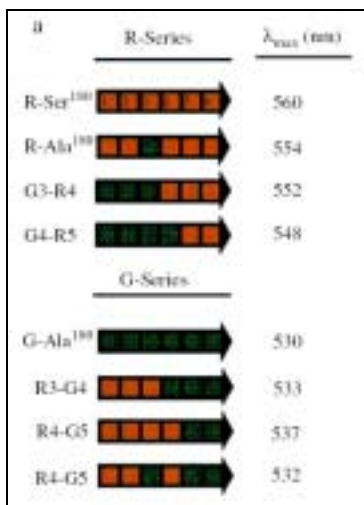


Abb. 6-10: Rot- und Grün-Hybridgene mit Variationen in den Exons 1-6 und  $\lambda_{max}$  (aus Deeb 2005, deeb1.jpg)

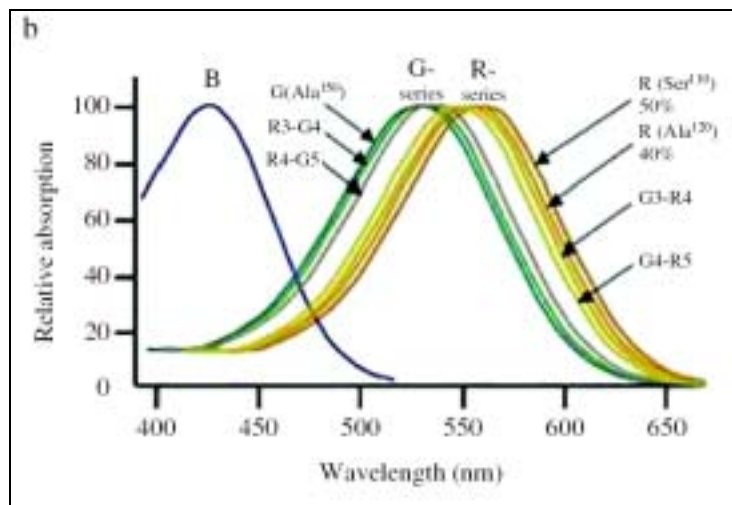


Abb. 6-11: Spektren der Rot- bzw. Grünserien von Genvariationen (aus Deeb 2005, deeb2.jpg)

Es wird vermutet, dass die entwicklungsgeschichtliche Bildung eines Grün-Rezeptors auf eine Mutation des Rotgens zurückgeführt werden kann. Hinweis dafür ist die große Übereinstimmung von 96% in der Aminosäuresequenz zwischen Rot- und Grüngen. Dagegen stimmen beide Gene nur zu 46% mit dem Blaugen überein. Außerdem fällt auf, dass Rot- und Grüngene nur als sog. head-to-tail tandem array gemeinsam auf einem X-Chromosom (Xq28) auftreten (siehe Abb. 6-14), während das Blaugen auf Chromosom 7 liegt. Am Kopfende des Arrays liegt jeweils ein Rotgen, auf das ein oder mehrere Grüngene folgen. 25% aller europäischen Männer haben ein Grüngen, 50% zwei und 25% drei oder mehr Grüngene pro Array. Die Anzahl der Grüngene im Array

haben keinen Einfluss auf das Rot-Grün-Rezeptorverhältnis in der Retina. Ursache hierfür könnte die zunehmende Entfernung der zusätzlichen Grüngene von der gemeinsame Rot-Grün Steuereinheit (locus control region, LCR) sein (siehe Abb. 6-14). Die große Ähnlichkeit der Gene für Rot- und Grünpigmente sowie ihre benachbarte Lage erhöhen die Wahrscheinlichkeit von ungleichen oder nicht korrekten Rekombinationen (siehe Abb. 6-12 und Abb. 6-13). Die entstehenden Hybridgene werden zu Pigmenten exprimiert, die ein mehr oder weniger stark gegen das ursprünglichen Spektrum verschobenes Absorptionsspektrum aufweisen (siehe Abb. 6-10 und Abb. 6-11).

Obwohl sich die Spektren von Rot- und Grünrezeptoren weit überlappen, haben die Wellenlängen der größten Empfindlichkeit (530 nm und 560 nm) bei Normalsichtigen einen Abstand von 30 nm. Die unterschiedliche Absorptionsrate für beide Rezeptortypen bei verschiedenen Wellenlängen ist die Grundlage für die Farbwahrnehmung. Wie Deeb 1992 zeigen konnte, sind die daraus entstehenden Gen-Kombinationen sowohl für die schwachen Variationen in der Rot-Grün-Wahrnehmung wie für meisten bekannten Rot-Grün-Fehlsichtigkeiten verantwortlich. In Abb. 6-15 sind die entsprechenden Rezeptorspektren für Fehlsichtigkeiten dargestellt. Protanomale Personen haben normale Grünpigmente sowie hybride "grünähnliche" Pigmente, die sich voneinander in der Lage ihrer Absorptionsmaxima um 2 – 7 nm unterscheiden.

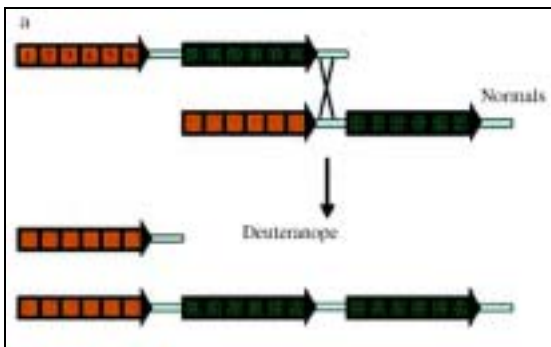


Abb. 6-12: Durch homologe, aber ungleiche Rekombination in einer intergenen Region verändert sich die Zahl der Grüngene. (aus Deeb 2005, deeb5.jpg)

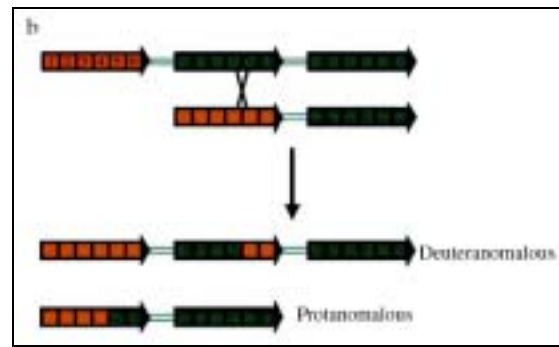


Abb. 6-13: Intragenetische Rekombination führt zu hybriden Genen und führt zu deuteranomaler bzw. protanomaler Farbwahrnehmung (aus Deeb 2005, deeb6.jpg).

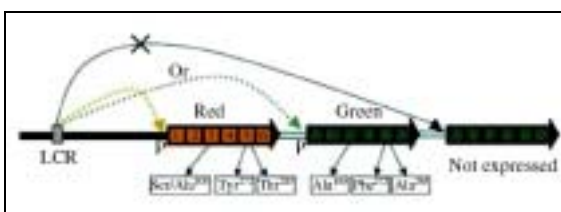


Abb. 6-14: Oben: Lage von locus control region (LCR), Rot- und Grüngenen (aus Deeb 2005, deeb3.jpg)

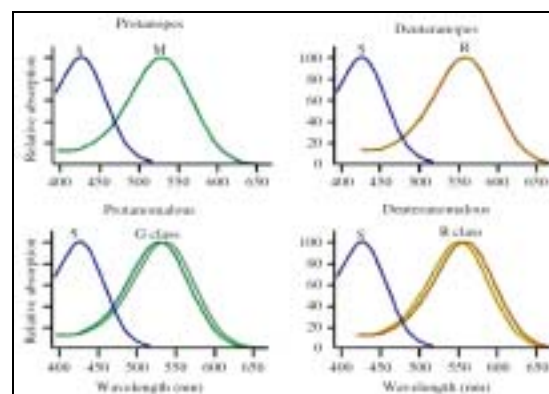


Abb. 6-15: Rechts: Absorptionsspektren von Personen mit Farbfhlsichtigkeiten (aus Deeb 2005, deeb4.jpg)

Deuteranomale Personen haben normale Rotpigmente sowie "rotähnliche" Hybridpigmente, deren Absorptionsmaxima lediglich um 6 – 12 nm voneinander abweichen. Damit ist die Unterscheidungsfähigkeit für Wellenlängen in den jeweiligen Bereichen stark eingeschränkt, weil jeweils beide Rezeptortypen sehr ähnliche Absorptionswerte "melden".

In Nordeuropa liegt die Rate der Rot-Grün-Fehlsichtigkeiten für Männer bei 8%, die Rate der nicht auffälligen, leichteren Variationen in der Wahrnehmung liegt noch höher (kann aber naturgemäß nicht genauer angegeben werden). Nicht zuletzt, weil für Proband GE eine Rot-Grün-Schwäche diagnostiziert worden ist, wurde die Möglichkeit, die Wellenlänge der Rezeptormaxima zu verschieben, in das Modell aufgenommen.

### **6.3.3 Frequenzabhängige Latenzen für Center-Surround**

Der in Abb. 7-5 dargestellte Effekt der frequenzabhängigen Latenz wurde in der hier durchgeführten Simulation vernachlässigt, da dieser Effekt nur an einer Stelle in der Literatur erwähnt wird (Zrenner 1983) und die zugrunde liegenden Mechanismen völlig unklar sind. Entsprechend konnten keine Parameter zur Simulation für diesen Effekt ermittelt werden. Im Nachhinein ist festzustellen, dass dadurch die teilweise nicht nachzubildenden Phasenverläufe bei höheren Frequenzen (> 20 Hz) erklärbar sein könnten.

---



## 6.4 Auswirkungen auf das Modell

Sowohl die in 6.1.1 dargestellten Ergebnisse von Baker et al. 1988 wie auch die in 6.1.2 geschilderten medizinischer Untersuchungen zu retinalen Krankheitsbildern legen den Schluss nahe, dass der Ursprung für die lineare Antwortkomponente auf Helligkeits- modulierte Ganzfeldreize in der Schicht der Rezeptoren und/oder Horizontalzellen liegt.

Da der FIS-Reiz letztlich die Überlagerung von helligkeitsmodulierten Ganzfeldreizen von allen im Reizlicht enthaltenen spektralen Anteilen darstellt, ist somit davon auszugehen, dass Rezeptoren und Horizontalzellen die Quelle der FIS-Reizantwort sind. Das bedeutet aber auch, dass die Antwort auf den FIS-Reiz nicht mit der spektralen Empfindlichkeit identisch sein kann. Diese Folgerung stimmt mit den Ergebnissen dieser Arbeit überein, nach denen allein schon die Lage der Maxima bei vielen Messungen nicht mit denen der Rezeptoren in Übereinstimmung zu bringen war.

Um die Komplexität des Modells, welches hier vorgestellt werden soll, zu begrenzen, werden deshalb lediglich diejenigen Mechanismen nachgebildet, die in der ONL und OPL wirken bzw. deren Wirken dort vermutet wird. Dieses sind:

- die Rezeptoren (S, M und L-Zapfen sowie Stäbchen)
- die Horizontalzellen
- eine erste Stufe der Gegenfarb-Mechanismen (RG für Rot-Grün und BY für Blau-Gelb)
- die erste Stufe des Luminanzkanals (alle Rezeptoren)

Wie diese Mechanismen im Einzelnen wirken und welche Parameter zu ihrer Beeinflussung berücksichtigt wurden, wird detailliert in 6.6 erläutert.

Um den in 6.3.1 vorgestellten Abhängigkeiten der Reizantwort von der Reizlichtstärke gerecht zu werden, wird die simulierte Antwort über die Angabe der mittleren Helligkeit mit den in Abb. 6-8 dargestellten Sensitivitätskurven gewichtet. Außerdem kann für die im Modell verwendeten Gegenfarbkanäle eine progressive Verstärkung verwendet werden.

---

## 6.5 Entwicklungsumgebung und Parameter

Das im Folgenden beschriebene Modell wurde als Reihe von verknüpften Tabellen in Microsoft Excel realisiert. Folgende Gründe waren dafür ausschlaggebend:

- Zu Beginn der Modellentwicklung waren bei weitem nicht alle Parameter und Einflüsse bekannt, die in das Modell zu integrieren waren. Es wurden verschiedene Versuche zur Implementierung des Modells mit IDL (Interactive Data Language) und Visual Basic gemacht. Immer wieder mussten aber Programmcode und Oberfläche grundlegend umgebaut werden, um zusätzliche Verarbeitungsschritte und Steuerungsmöglichkeiten zu integrieren. Derartige Anpassungen sind durch verknüpfte Tabellen mit integrierten Steuerelementen einfacher abzubilden.
- Die mathematischen Operationen zur vektoriellen Addition sind einfach mit Excel-Funktionen zu realisieren.
- Die gleichzeitige Darstellung von verschiedenen Messreihen lässt sich einfach durch die integrierten Diagramme realisieren.
- Die Darstellung einer Messreihe erfolgt in einer Tabellenzeile, die Tabellenspalten repräsentieren einzelne Wellenlängen. Verarbeitungsschritte werden jeweils in einer weiteren Zeile dargestellt, die Zeilen sind untereinander mit Formeln verknüpft. Durch die gleichzeitige Darstellung von Messwerten, Zwischenergebnissen und Gesamtantworten wird die Fehlersuche in den komplexen Formeln extrem erleichtert.

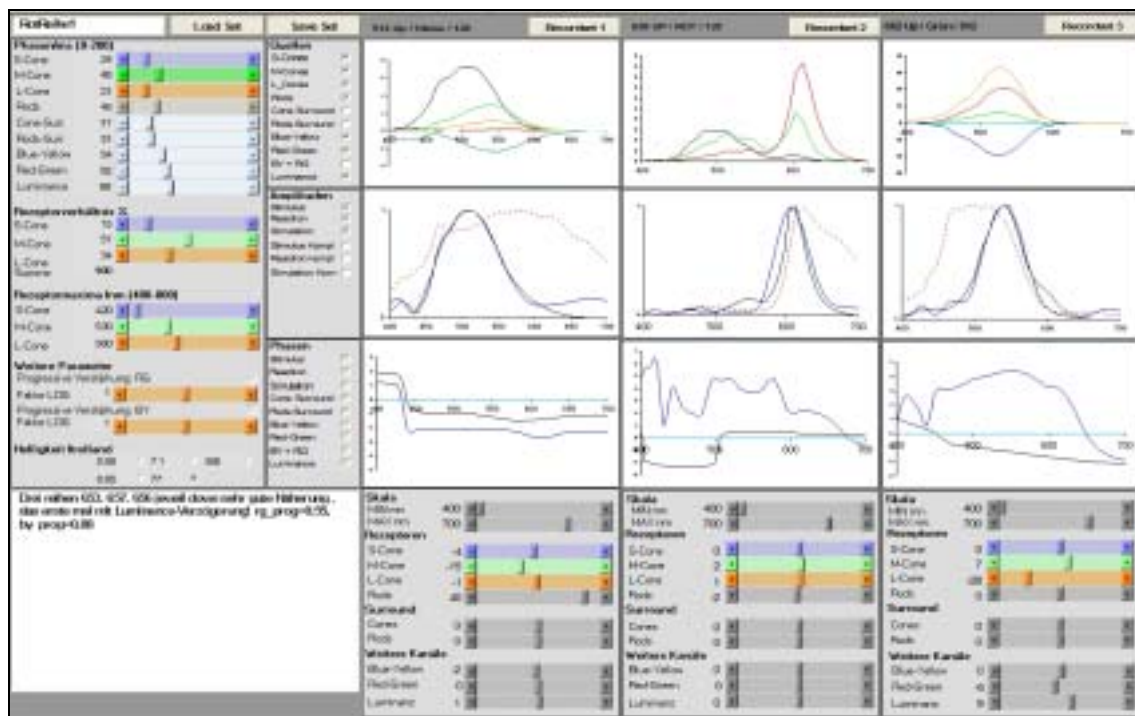
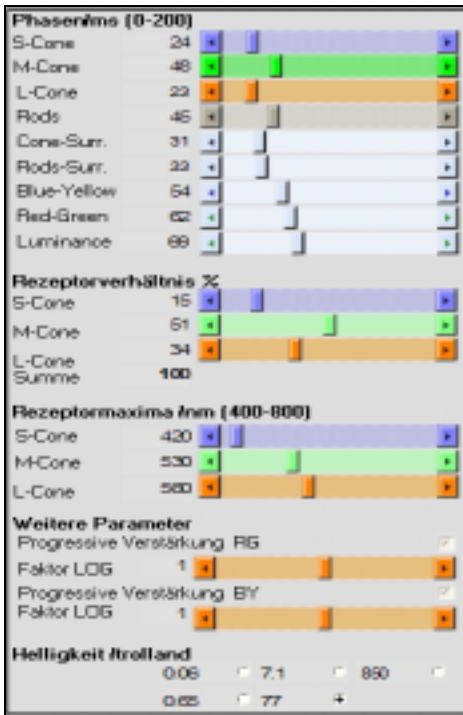


Abb. 6-16: Oberfläche zur Simulation der FIS-Antwort (zur Erläuterung der GUI-Bereiche siehe Text, Modell\_GUI.jpg)

Zur Speicherung von Parametersätzen und dem Laden von bereits festgelegten Parametersätzen wurden Makros in die Tabellen integriert. In den Dateien mit der Extension "set" (z.B. "Rotfilter1.set") werden jeweils nur alle unten erläuterten Parameter sowie die Bezeichnungen der Datensätze gespeichert, nicht jedoch die Daten selbst.

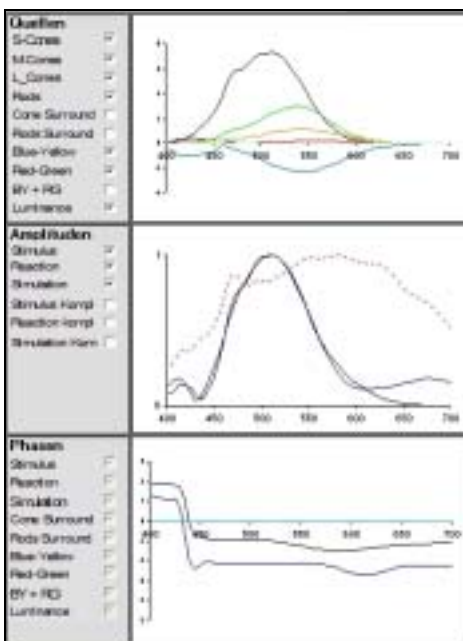
In Abb. 6-16 wird die Benutzeroberfläche beispielhaft für 3 Messungen dargestellt. Die Modellparameter werden im Folgenden anhand der funktionalen Blöcke erläutert.



Parameter	Bedeutung
Phasen	Die Parameter im Abschnitt "Phasen" legen die Verzögerung fest, mit der das jeweilige Element auf einen Reiz reagiert. Es können Werte von 0 bis 200 ms eingestellt werden.
Rezeptorverhältnis	Hier wird das Verhältnis für den jeweiligen Zapfentyp in Bezug auf die Gesamtzahl der Zapfen in % angegeben. Wertebereich: 0 - 100. Die Summe wird nicht auf 100% geprüft!
Rezeptormaxima	In diesem Bereich werden die Maxima für die einzelnen Zapfentypen angegeben. Diese entspricht der Abbildung möglicher genetischer Variationen. Wertebereich 400 – 700 nm.
Weitere Parameter	Hier kann die progressive Verstärkung pro Gegenfarbkanal eingestellt werden. Die Angabe erfolgt in Log-Einheiten ("2" entspricht einer quadratischen Verzerrung der Kurve). Wertebereich: 1 – 2.
Helligkeit	Hier kann zur Berücksichtigung der Helligkeitsabhängigen Modulationsantwort (siehe

Tabelle 24: Erläuterung der allgemeinen Parameter

Abb. 6-17: Links, Teil der Benutzeroberfläche zur Einstellung allgemeiner Parameter

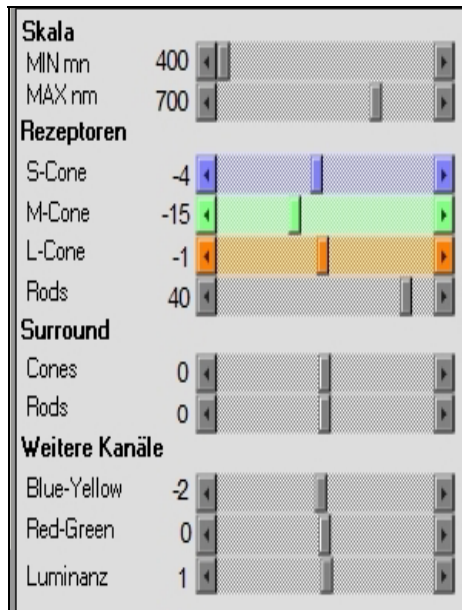


Bereich	Darstellungsmöglichkeiten
Quellen	Es können folgende Quellen dargestellt werden: S-, M- und L-Cones, Rods, Rod- und Cone-Surroundmechanismus, Gegenfarbkanäle BY (Blue-Yellow) und RG (red-Green), Summe der Gegenfarbkanäle, Luminanzkanal
Amplituden	Es können die Amplituden zu Stimulus, Reaktion, Simulation jeweils als Betrag ihres Vektors oder als komplexe Antwort dargestellt werden.
Phasen	Es können Phasen für folgende Datensätze dargestellt werden: S-, M- und L-Cones, Rods, Rod- und Cone-Surroundmechanismus, Gegenfarbkanäle BY (Blue-Yellow) und RG (red-Green), Summe der Gegenfarbkanäle, Lumi-

Tabelle 25: Erläuterung der Darstellungsmöglichkeiten.

Abb. 6-18: Ausschnitt aus der Benutzeroberfläche zur Darstellung von gemessenen und simulierten Daten (Modell\_GUI3.jpg)

Im Folgenden werden die Parameter beschrieben, die pro Datensatz die Darstellung und Berechnung beeinflussen:



Parameterbereich	Bedeutung
Skala	Mit den Parametern MIN nm und MAX nm wird der Wellenlängen-Bereich zur Darstellung in den in abgebildeten Grafiken festgelegt. Wertebereich: 400 - 700, Step 5.
Rezeptoren	Die Parameter S-, M-, L-Cone sowie Rods legt die Stärke des jeweiligen Rezeptors fest. Wertebereich -50 – 50.
Surround	Diese Parameter legen die Stärke des Center-Surround-Mechanismus für Farb- und Schwarz-Weiß-Sehen fest. Wertebereich -50 – 50.
Weitere Kanäle	Diese Parameter legen die Stärke der Gegenfarbkanäle sowie des Luminanzkanals

*Tabelle 26: Erläuterung der Parameter zur Darstellung sowie der Zusammensetzung der simulierten Antwort.*

*Abb. 6-19: Links, Parameter zur Darstellung sowie Zusammensetzung der simulierten Antwort (Modell\_GUI4.jpg).*

Die gleichzeitige Darstellung von 3 Datensätzen dient ausschließlich der Vergleichbarkeit bei z.B. Helligkeits- oder Geschwindigkeitsreihen; die einzelnen Simulationen sind dabei unabhängig voneinander.

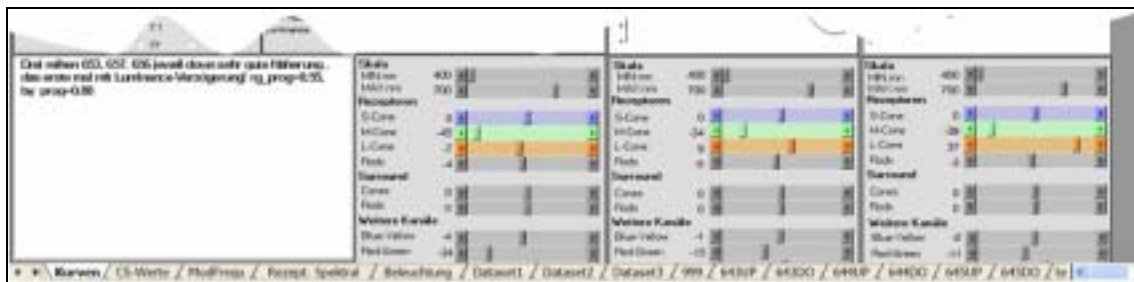


Abb. 6-20: Beispiel für Tabellenblätter des Excelmodells ( am unteren Rand des Bildschirmausschnitts, tabs.jpg)

Tabellenblatt	Inhalt
Kurven	Dieses Tabellenblatt ist die Benutzerschnittstelle mit Parametereingabe und Darstellung der Messungen und Simulationen. Die Parameter werden aus dem Tabellenblatt "SetParams" geladen, die Diagrammdaten aus den Tabellenblättern "dataset1" bis "dataset3".
xxxUP bzw. xxxDO	In der Bezeichnung steht "xxx" für die Nummer der Messung, die Kürzel "UP" und "DO" bezeichnen die Laufrichtung des Interferometers (hoch oder runter). Es können nur Messungen simuliert werden, die als ein solches Tabellenblatt in der Datei vorhanden und bezeichnet sind.
999	Eine Sonderform der oben beschriebenen Datensätze, in der eine über das Spektrum völlig lineare Antwort (AMlitude=1, Phase=0) enthalten ist; dient zu Testzwecken.
Dataset x	In der Bezeichnung steht "x" für die Nummer der Simulation (1-3). In dieser Tabelle werden die vektoriellen Additionen zur Simulation der verschiedenen retinalen Strukturen durchgeführt. Die Darstellungen in den Diagrammen werden aus diesen Tabellen generiert.
Rezeptor Spektral	In diesem Tabellenblatt sind die Empfindlichkeitskurven der Rezeptoren gespeichert.
ModFrequ	In diesem Tabellenblatt sind die Abhängigkeiten der Rezeptoren von der Modulationsgeschwindigkeit gespeichert (siehe Abb. 6-8).
Setparams	In diesem Tabellenblatt werden alle aktuellen Parameter gespeichert, die im Tabellenblatt "kurven" eingestellt wurden.
CS-Werte	Hier werden die Rezeptortypen in den verschiedenen Center-Surround-Einheiten entsprechend der Formel 6-5, Formel 6-6 und Formel 6-7 gewichtet.
Parameter	Globale Parameter, aktuell nur Rezeptoranzahl und –verhältnisse.
Rezeptor-Filter-Matrix, korrigiert	In diesem Tabellenblatt sind die Anteile dargestellt mit denen die Rezeptortypen beim Einsatz der in dieser Arbeit verwendeten Filter gereizt werden. Die Werte wurden nach dem Lichtleiter

Tabelle 27: Erläuterung der Tabellenblätter in einer Simulationsdatei

Um eine Simulation durchführen zu können, müssen die zu simulierenden Messungen geladen werden. Dazu wird mit dem entsprechenden Button "Recordset x" für die Simulation 1 – 3 ein Makro aufgerufen, was den Namen des zugrunde liegenden Datensatzes abfragt. Dieser Name muss der Bezeichnung des Tabellenblattes entsprechen, in dem die Messdaten, der entsprechende Wellenlängenbereich sowie die Messgeschwindigkeit gespeichert sind. Das Makro kopiert diese Angaben in eines der Tabellenblätter "dataset1", "dataset2" oder "dataset3", in dem dann mit den hinterlegten Formeln die vektoriellen Additionen simuliert werden.

## 6.6 Simulation von Antworten auf FIS-Reize

In diesem Abschnitt werden beispielhaft einige der im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Messungen mittels des beschriebenen Modells simuliert.

Die Simulation einer einzelnen Messung erfordert eine Wahl der Modellparameter so, dass sowohl die Amplituden- als auch die Phasenantwort optimal nachgebildet werden. Deshalb ergibt sich ein Satz von Gleichungen (eine Gleichung pro Messpunkt, also 45!) mit jeweils 40 unbekanntem Parametern. Mathematisch ist eine solche Aufgabenstellung eindeutig lösbar, allerdings mit so hohem Aufwand, dass der Umfang dieser Arbeit gesprengt worden wäre. Deshalb wurden die Simulationsparameter visuell so bestimmt, dass die Differenz zwischen Messung und Simulation minimiert wurde. Wie die nachfolgenden Grafiken zeigen, konnten mit diesem etwas zeitaufwendigen und intuitivem Vorgehen sehr gute Ergebnisse erzielt werden.

Wie bereits in 5.2.1 dargelegt, ist die absolute Phasenlage der FIS-Messungen in dieser Arbeit nicht berücksichtigt worden. Deshalb wurde bei der Simulation auch der Schwerpunkt auf die qualitative Nachbildung der Phasenantworten gelegt. Alle Phasennantworten sind im Bogenmass und somit ohne Einheit aufgetragen.

### 6.6.1 Simulation Purkinje-Shift

In 5.2.3 wurde der Effekt des Purkinje-Shifts bei HI bei FIS-Messungen mit weißem Reizlicht unterschiedlicher Helligkeit beschrieben.

Rezeptor	Delay/ms	Rezeptor	Anteil / %
S-Cone	95,0	S-Cone	15,0
M-Cone	43,0	M-Cone	51,0
L-Cone	67,0	L-Cone	34,0
Rods	71,0	<b>Rezeptor</b>	<b>Maximum</b>
BY	59,0	S-Cone	420,0
RG	35,0	M-Cone	530,0

Obwohl die Messungen relativ verrauscht sind, zeigen die Antworten doch recht deutlich die als Purkinje-Shift beschriebene Verschiebung des Empfindlichkeitsmaximums. Im Folgenden soll dieses Ergebnis anhand des Modells simuliert werden. Die allgemeinen Parameter für alle Simulationen sind in Tabelle 28 genannt.

*Tabelle 28: Allgemeine Parameter zur Simulation des Purkinje-Shifts.*

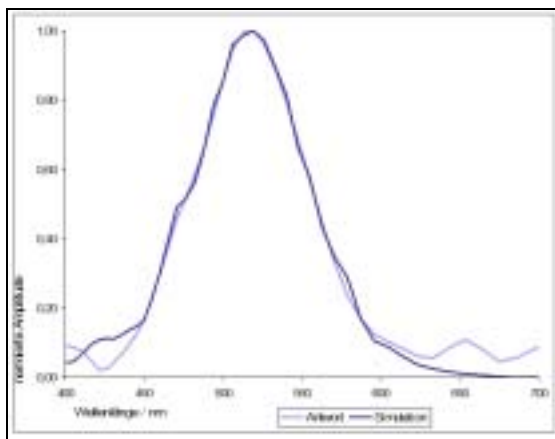


Abb. 6-21: Simulation der Amplitude zum Purkinje-Shift bei niedriger Helligkeit (purkinje\_jh1\_amplsimu.jpg)

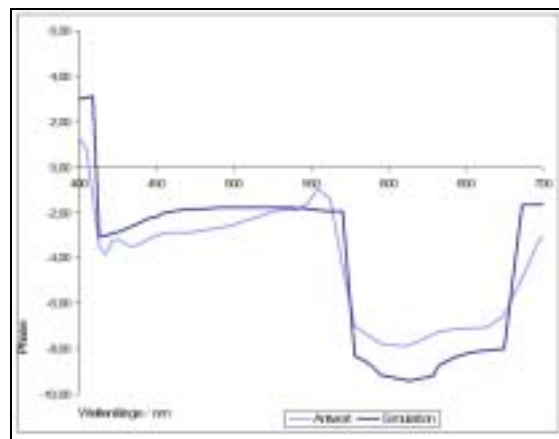


Abb. 6-22: Simulation der Phase zum Purkinje-Shift bei niedriger Helligkeit (purkinje\_jh1\_phassimu.jpg)

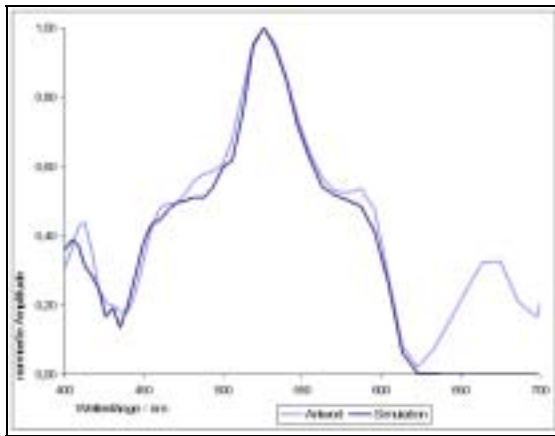


Abb. 6-23: Amplitude mittlere Helligkeit (purkinje\_jh2\_amplsimu.jpg)

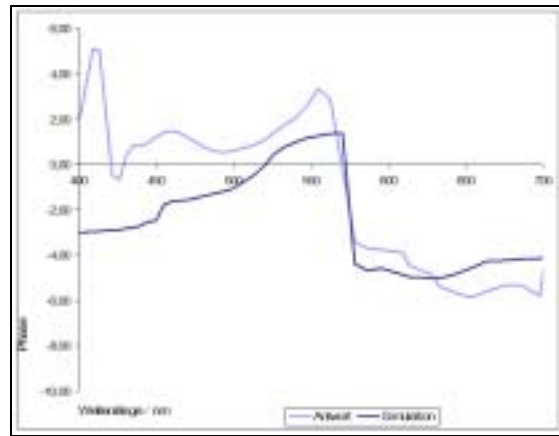


Abb. 6-24: Simulation der Phase zum Purkinje-Shift bei mittlerer Helligkeit (purkinje\_jh2\_phassimu.jpg)

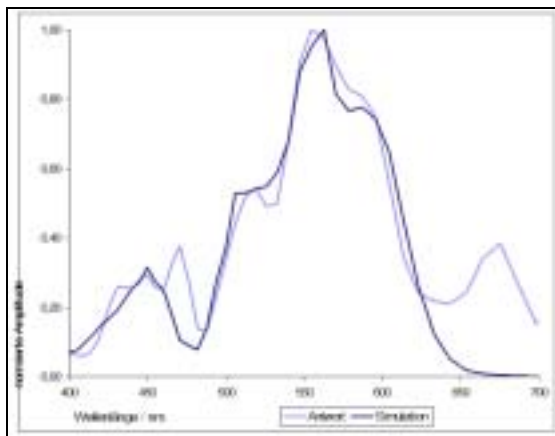


Abb. 6-25: Simulation der Amplitude zum Purkinje-Shift bei großer Helligkeit (purkinje\_jh3\_amplsimu.jpg)

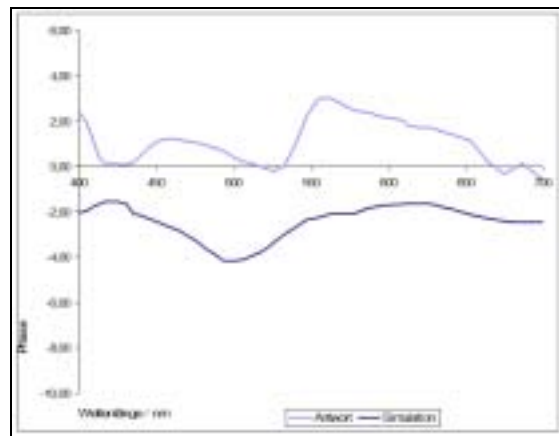


Abb. 6-26: Simulation der Phase zum Purkinje-Shift bei großer Helligkeit (purkinje\_jh3\_phassimu.jpg)

Zusammenfassend sind die für die einzelnen Simulationen verwendeten Parameter in der folgenden Tabelle dargestellt:

Absolut	$7,20 \cdot 10^{-3}$	$6,00 \cdot 10^{-2}$	$1,00 \cdot 10^0$	Normiert	$7,20 \cdot 10^{-3}$	$6,00 \cdot 10^{-2}$	$1,00 \cdot 10^0$
<b>S-Cone</b>	0,0	5,0	13,0	<b>S-Cone</b>	0,00	0,20	0,39
<b>M-Cone</b>	0,0	-5,0	-8,0	<b>M-Cone</b>	0,00	-0,20	-0,24
<b>L-Cone</b>	0,0	-7,0	12,0	<b>L-Cone</b>	0,00	-0,28	0,36
<b>Rods</b>	50,0	25,0	33,0	<b>Rods</b>	1,00	1,00	1,00
<b>BY</b>	-1,0	-3,0	4,0	<b>BY</b>	-0,02	-0,12	0,12
<b>RG</b>	7,0	-4,0	12,0	<b>RG</b>	0,14	-0,16	0,36

Tabelle 29: Absolute und normierte Simulationsparameterwerte zum Purkinje-Shift bei HI.

Zur Veranschaulichung der Parameterentwicklung bei steigender Lichtintensität sind die Werte aus Tabelle 29 in Abb. 6-27 grafisch dargestellt.

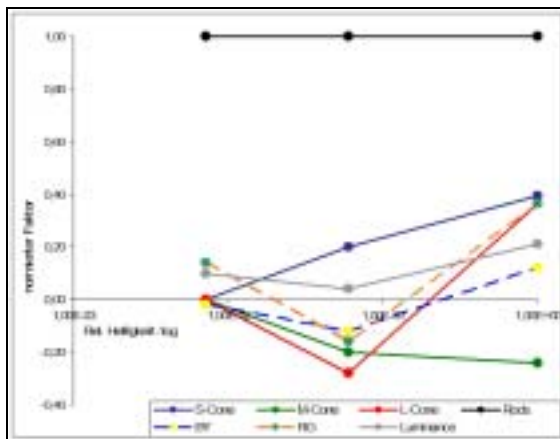


Abb. 6-27: Parameter zur Simulation der Purkinje-Shift bei HI (purkinje\_hi\_params.jpg)

den Messungen mit niedriger Intensität in Richtung höherer Wellenlängen verschiebt und ein Nebenmaximum bei 450nm entsteht. Diese Beobachtung ist in guter Übereinstimmung mit der in der Literatur beschriebenen Purkinje-Shift.

Wie deutlich wird, ergibt sich für alle Simulationen, also auch bei höherer Lichtintensität, dass die Stäbchen das dominierende Teilsystem in der Gesamtantwort sind. Allerdings ist zu beobachten, dass mit steigender Reizintensität bis auf dem BY-Kanal der Einfluss der anderen Teilsysteme deutlich ansteigt. Die Lage der Maxima für die besonders stark zunehmenden Zapfen liegt für Rot- und Grün-Rezeptoren bei höheren Wellenlängen, für Blau-Rezeptoren bei niedrigeren Wellenlängen, so dass sich das Maximum aus



### 6.6.2 Simulation Geschwindigkeitsreihe

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Simulation der Geschwindigkeitsreihe mit grünem Reizlicht aus 5.2.6 dargestellt. Die jeweils angegebene Steuerfrequenz bezieht sich auf den Referenzlaser mit einer Wellenlänge von 632,8nm.

Ansteuerung Laser	32	64	128	256
Frequenz Laser	0,50	1,00	2,00	4,00
Frequenz 400nm	0,80	1,6	3,18	6,37

Somit ergeben sich für die Einzelmessungen die Modulationsfrequenzbereiche entsprechen der in Tabelle 30 angegebenen Grenzen. Die Kurven der Geschwindigkeitsreihe zeigen für die verschiedenen Geschwindigkeiten sowohl in der

Tabelle 30: Zuordnung von Steuerfrequenz zu Modulationsfrequenzen bei 400nm und 700nm.

Amplituden- wie auch in der Phasenantwort deutlich unterschiedliche Verläufe.

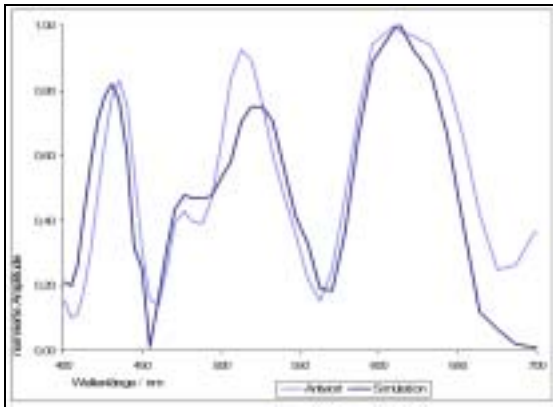


Abb. 6-28: Amplitudensimulation bei 32Hz Steuerfrequenz (Speedrow\_GE32\_ampl.jpg)

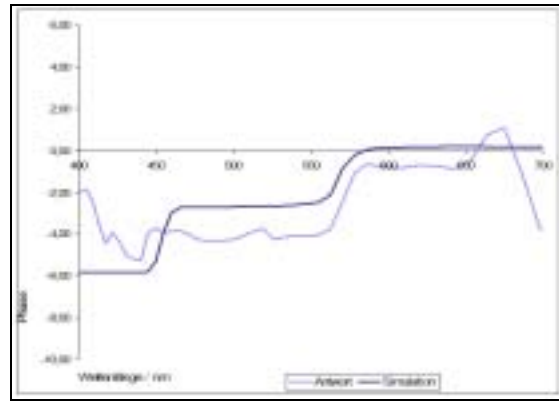


Abb. 6-29: Phasensimulation bei 32Hz Steuerfrequenz (Speedrow\_GE32\_phas.jpg)

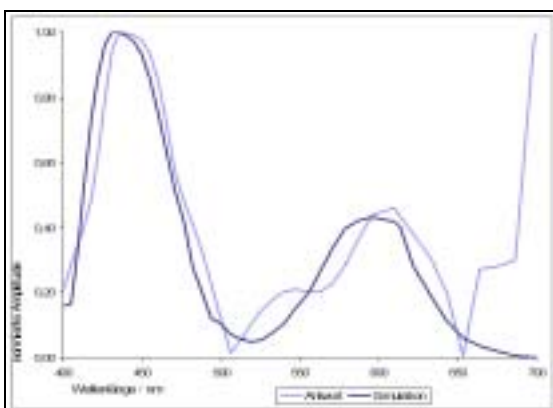


Abb. 6-30: Amplitudensimulation bei 64Hz Steuerfrequenz (Speedrow\_GE64\_ampl.jpg)

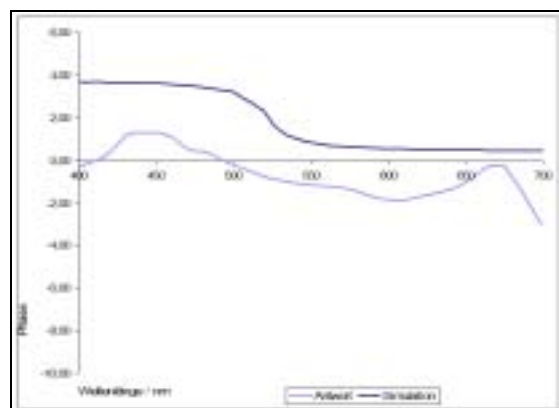


Abb. 6-31: Phasensimulation bei 64Hz Steuerfrequenz (Speedrow\_GE64\_phas.jpg)

Mit den in Tabelle 31 und Tabelle 32 dargestellten Parametern konnte aber der Kurvenverlauf für Amplitude und Phase qualitativ gut nachgebildet werden.

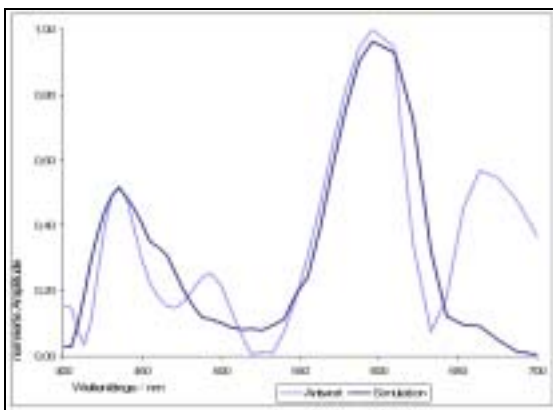


Abb. 6-32: Amplitudensimulation bei 128Hz Steuerfrequenz (Speedrow\_GE128\_ampl.jpg)

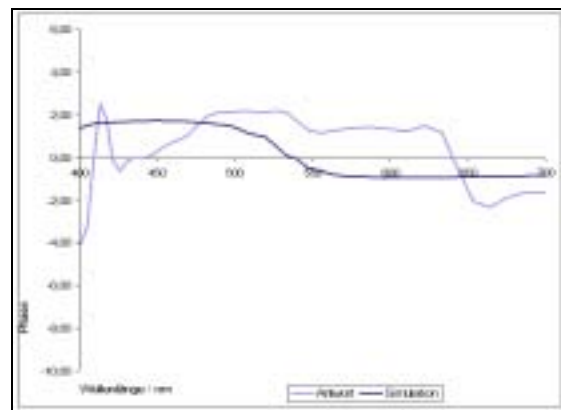


Abb. 6-33: Phasensimulation bei 128Hz Steuerfrequenz (Speedrow\_GE128\_phas.jpg)

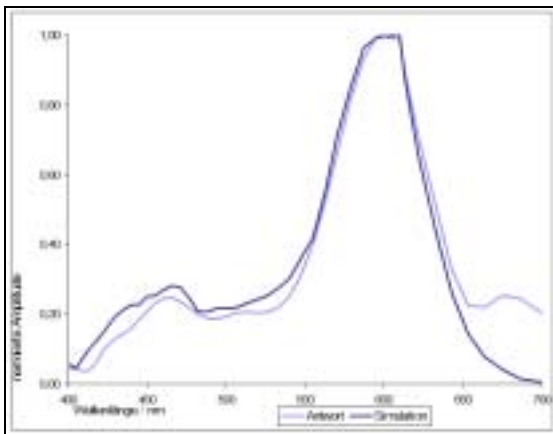


Abb. 6-34: Amplitudensimulation bei 256Hz Steuerfrequenz (Speedrow\_GE256\_ampl.jpg)

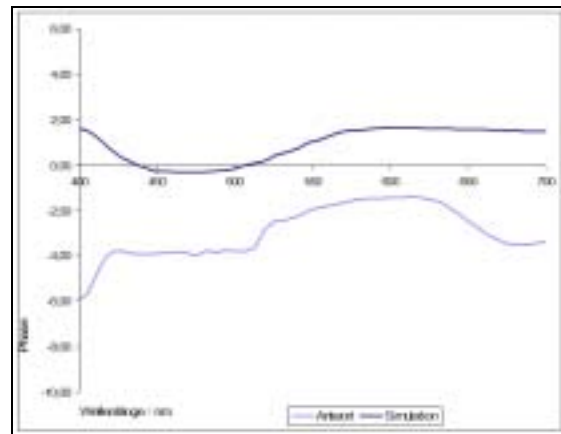


Abb. 6-35: Phasensimulation bei 256Hz Steuerfrequenz (Speedrow\_GE256\_phas.jpg)

Rezeptor	Delay/ms	Rezeptor	Anteil / %
S-Cone	33,0	S-Cone	15,0
M-Cone	57,0	M-Cone	51,0
L-Cone	30,0	L-Cone	34,0
Rods	44,0	<b>Rezeptor</b>	<b>Maximum</b>
BY	41,0	S-Cone	420,0
RG	42,0	M-Cone	530,0
Lum	35,0	L-Cone	560,0

Tabelle 31: Allgemeine Parameter zur Simulation der Geschwindigkeitsreihe bei GE.

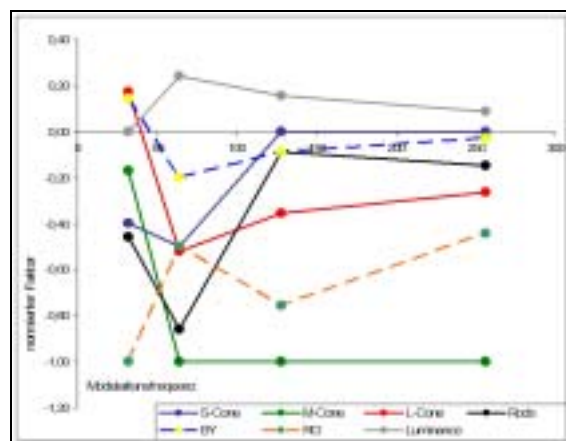


Abb. 6-36: Parameter zur Simulation der Geschwindigkeitsreihe bei GE (Speedrow\_ge\_params.jpg)

In Abb. 6-36 ist die Parameterentwicklung grafisch dargestellt. Man erkennt, dass bis auf den RG-Kanal alle Teilsysteme der Simulation ein Extremum bei einer Geschwindigkeit von 64Hz Steuerimpulsfrequenz, also im Modulationsbereich von 0,9 Hz bis

1,6 Hz haben. Der RG-Kanal hat ein Minimum bei 32 Hz Steuerimpulsfrequenz. Der Anteil der Grünzapfen bleibt zwischen 64 Hz und 256 Hz der größte Anteil an der Gesamtantwort. Vergleicht man dieses Ergebnis mit den allgemeinen Parametern in Tabelle 31, so fällt auf, dass der Delaywert für die Grünrezeptoren deutlich über den angenommenen Reaktionszeiten der anderen Rezeptoren liegt.

Absolut	32	64	128	256	Normiert	32	64	128	256
<b>S-Cone</b>	-14,0	-25,0	0,0	0,0	<b>S-Cone</b>	-0,40	-0,50	0,00	0,00
<b>M-Cone</b>	-6,0	-50,0	-45,0	-34,0	<b>M-Cone</b>	-0,17	-1,00	-1,00	-1,00
<b>L-Cone</b>	6,0	-26,0	-16,0	-9,0	<b>L-Cone</b>	0,17	-0,52	-0,36	-0,26
<b>Rods</b>	-16,0	-43,0	-4,0	-5,0	<b>Rods</b>	-0,46	-0,86	-0,09	-0,15
<b>BY</b>	5,0	-10,0	-4,0	-1,0	<b>BY</b>	0,14	-0,20	-0,09	-0,03
<b>RG</b>	-35,0	-25,0	-34,0	-15,0	<b>RG</b>	-1,00	-0,50	-0,76	-0,44

Tabelle 32: Absolute und normierte Simulationsparameter zur Simulation der Geschwindigkeitsreihe bei GE.

Das Ergebnis stimmt mit dem Ergebnis in 7.7 überein, wonach ein mehrgipfelter Amplitudenverlauf darauf hinweist, dass die Gegenfarbkanäle den überwiegenden Teil zur Gesamtantwort beisteuern.

### 6.6.3 Simulation Helligkeitsreihe

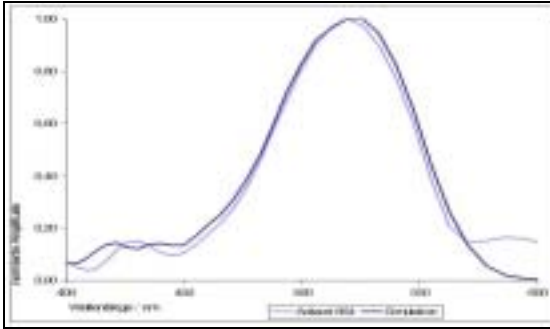


Abb. 6-37: Rel. Leuchtstärke  $2,6 \cdot 10^{-5}$ , Messung und Simulation der Amplitude (lumrow\_GE\_1\_ampl.jpg)

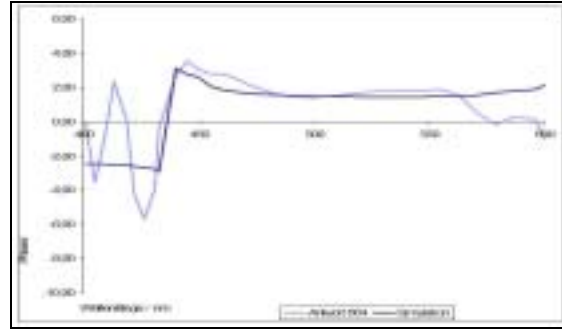


Abb. 6-38: Rel. Leuchtstärke  $2,6 \cdot 10^{-5}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_1\_phas.jpg)

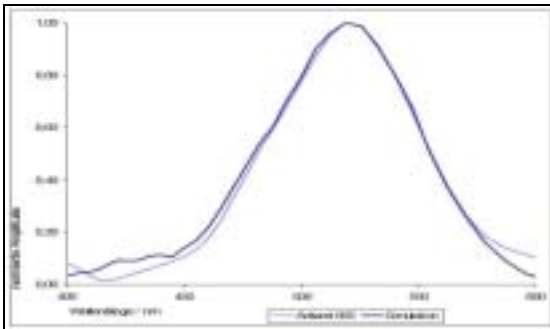


Abb. 6-39: Rel. Leuchtstärke  $2,1 \cdot 10^{-4}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_2\_ampl.jpg)

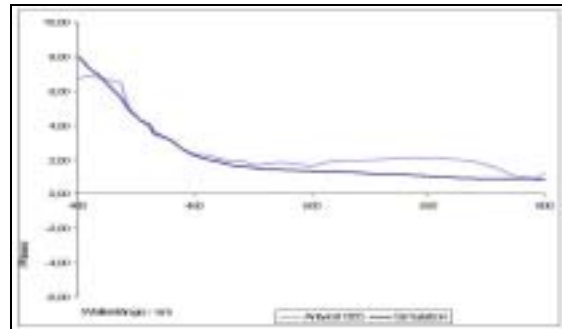


Abb. 6-40: Rel. Leuchtstärke  $2,1 \cdot 10^{-4}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_2\_phas.jpg)

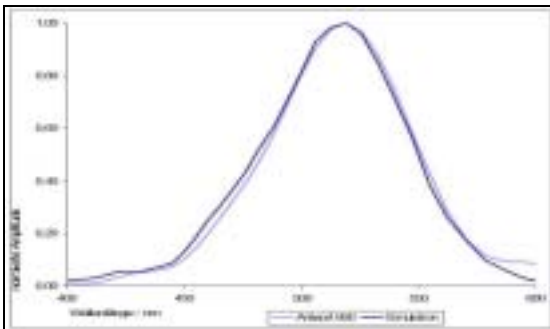


Abb. 6-41: Rel. Leuchtstärke  $1,8 \cdot 10^{-3}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_3\_ampl.jpg)

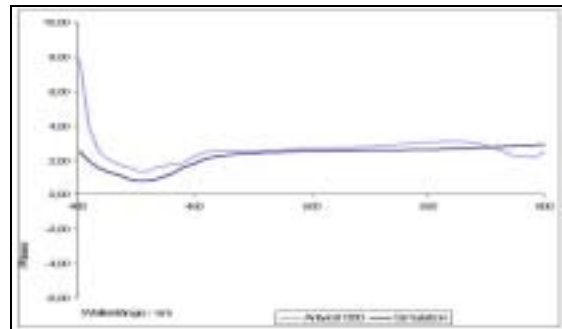


Abb. 6-42: Rel. Leuchtstärke  $1,8 \cdot 10^{-3}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_3\_phas.jpg)

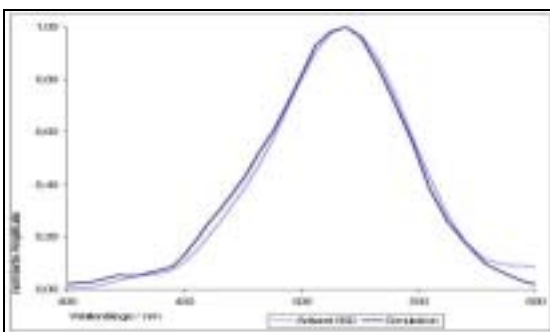


Abb. 6-43: Rel. Leuchtstärke  $7,2 \cdot 10^{-3}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_4\_ampl.jpg)

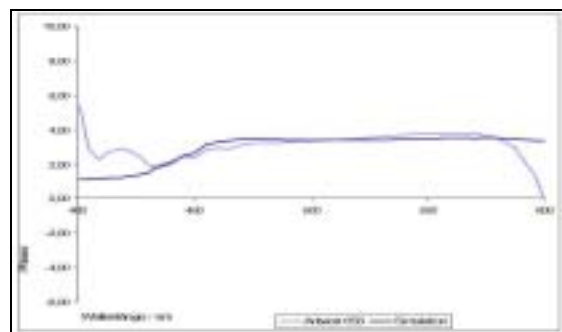


Abb. 6-44: Rel. Leuchtstärke  $7,2 \cdot 10^{-3}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_4\_phas.jpg)

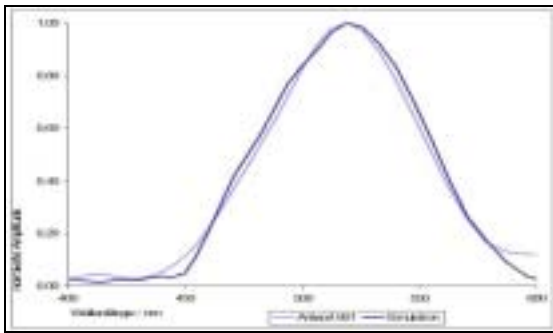


Abb. 6-45: Rel. Leuchtstärke  $2,8 \cdot 10^{-2}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_5\_ampl.jpg)

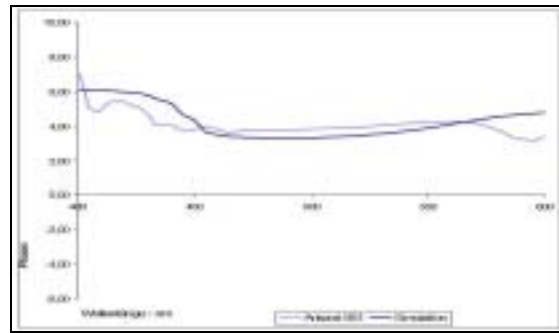


Abb. 6-46: Rel. Leuchtstärke  $2,8 \cdot 10^{-2}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_5\_phas.jpg)

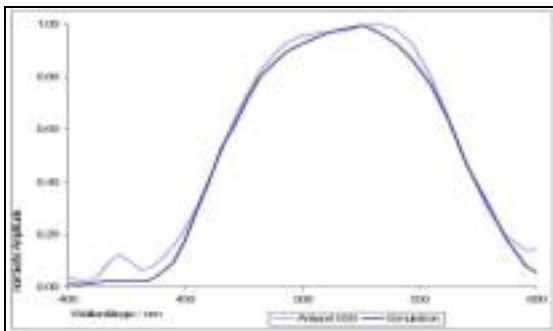


Abb. 6-47: Rel. Leuchtstärke  $6,0 \cdot 10^{-2}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_6\_ampl.jpg)

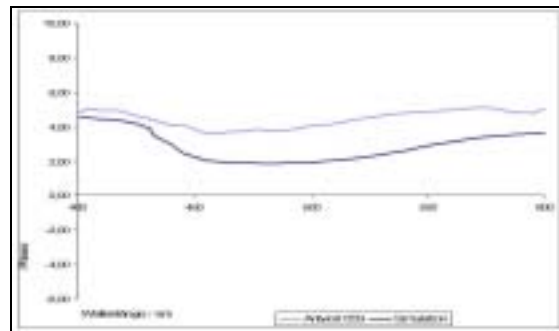


Abb. 6-48: Rel. Leuchtstärke  $6,0 \cdot 10^{-2}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_6\_phas.jpg)

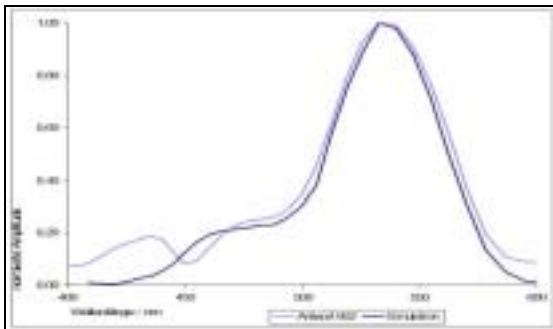


Abb. 6-49: Rel. Leuchtstärke  $2,4 \cdot 10^{-1}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_7\_ampl.jpg)

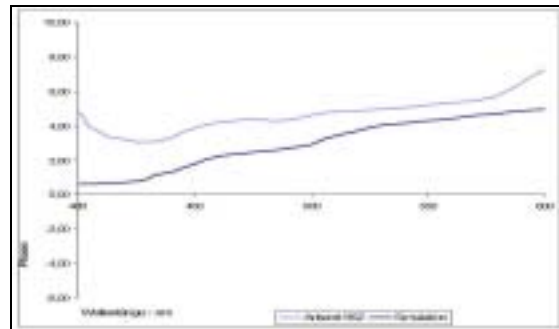


Abb. 6-50: Rel. Leuchtstärke  $2,4 \cdot 10^{-1}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_7\_phas.jpg)

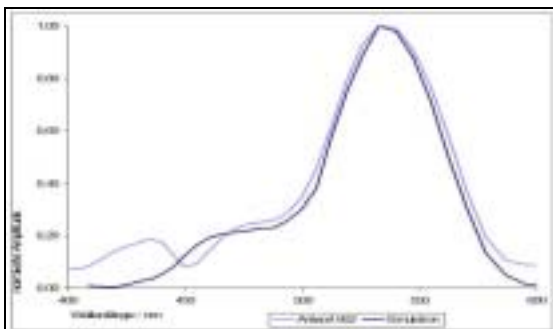


Abb. 6-51: Rel. Leuchtstärke  $1,0 \cdot 10^0$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_8\_ampl.jpg)

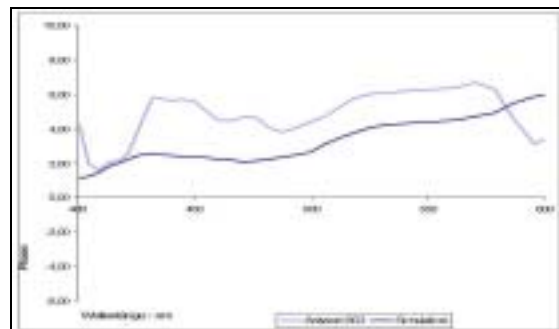


Abb. 6-52: Rel. Leuchtstärke  $1,0 \cdot 10^0$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow\_GE\_8\_phas.jpg)

Die Nachbildung der Helligkeitsreihe aus 5.2.6 war mit 8 Einzelmessungen die aufwendigste Simulation der Arbeit. Die Messungen sind oben dargestellt und werden im Folgenden erläutert.

Rezeptor	Delay/ms	Rezeptor	Anteil / %
S-Cone	27,0	S-Cone	15,0
M-Cone	74,0	M-Cone	51,0
L-Cone	51,0	L-Cone	34,0
Rods	102,0	<b>Rezeptor</b>	<b>Maximum</b>
BY	51,0	S-Cone	420,0
RG	110,0	M-Cone	530,0
Lum	56,0	L-Cone	560,0

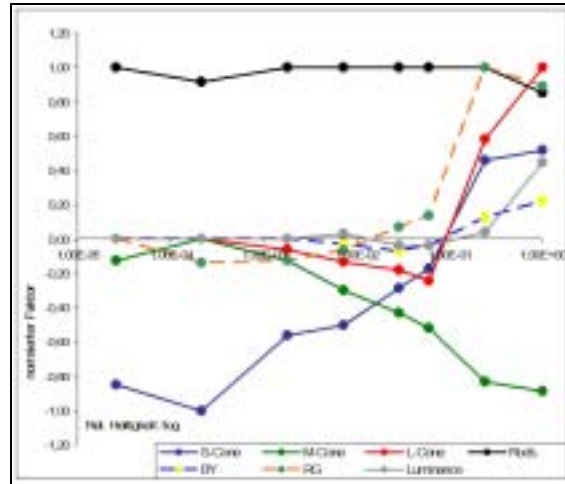


Tabelle 33: Allgemeine Parameter zur Simulation der Helligkeitsreihe bei GE

Abb. 6-53: Normierte Parameter zur Simulation der Helligkeitsreihe bei GE (lumrow\_ge\_params.jpg)

Absolut	2,60E-05	2,16E-04	1,80E-03	7,20E-03	2,88E-02	6,00E-02	2,40E-01	1,00E+00
S-Cone	-34,0	-36,0	-18,0	-15,0	-8,0	-5,0	11,0	14,0
M-Cone	-5,0	0,0	-4,0	-9,0	-12,0	-15,0	-20,0	-24,0
L-Cone	0,0	0,0	-2,0	-4,0	-5,0	-7,0	14,0	27,0
Rods	40,0	33,0	32,0	30,0	28,0	29,0	24,0	23,0
BY	0,0	0,0	0,0	-1,0	-2,0	-1,0	3,0	6,0
RG	0,0	-5,0	-4,0	-2,0	2,0	4,0	24,0	24,0
Lum	0,0	0,0	0,0	1,0	-1,0	-1,0	1,0	12,0

Tabelle 34: Absolute Simulationsparameterwerte zur Helligkeitsreihe bei GE

Normiert	2,60E-05	2,16E-04	1,80E-03	7,20E-03	2,88E-02	6,00E-02	2,40E-01	1,00E+00
S-Cone	-0,85	-1,00	-0,56	-0,50	-0,29	-0,17	0,46	0,52
M-Cone	-0,13	0,00	-0,13	-0,30	-0,43	-0,52	-0,83	-0,89
L-Cone	0,00	0,00	-0,06	-0,13	-0,18	-0,24	0,58	1,00
Rods	1,00	0,92	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,85
BY	0,00	0,00	0,00	-0,03	-0,07	-0,03	0,13	0,22
RG	0,00	-0,14	-0,13	-0,07	0,07	0,14	1,00	0,89
Lum	0,00	0,00	0,00	0,03	-0,04	-0,03	0,04	0,44

Tabelle 35: Normierte Simulationsparameterwerte zur Helligkeitsreihe bei GE.

## 6.7 Zusammenfassung zur Simulation

Um die der FIS-Antwort zugrunde liegenden Mechanismen besser deuten zu können, wurde ein Modellsystem entwickelt, mit dem versucht wurde, die verschiedenen Ergebnisse, die in dieser Arbeit vorgestellt wurden, zu simulieren. Dieses Modell baut auf dem Color Coding Modell von Paulus et. al. (Paulus 1982) auf, welches anhand von 8 grundlegenden Annahmen zu Aufbau und Funktion der Retina die wahrscheinlichen Verschaltungsfunktionen für die komplexen Kanäle RG- (Rot-Grün-), BY- (Blau-Gelb-) sowie den Luminanzkanal ableitet. Allerdings mussten die von Paulus verwendeten Funktionen weitgehend angepasst werden, um die vektorielle Addition von Teilsystemen zur Gesamtantwort richtig abzubilden. Dazu mussten für jedes von Paulus eingeführte Teilsystem nicht nur das spektrale, sondern auch das zeitliche Antwortverhalten berücksichtigt werden. Erweitert wird das Modell durch weitere Parameter, die den Einfluss von Reizstärke, Reizfrequenz, nichtlinearer Verstärkung sowie genetischer Varianz Rechnung tragen sollen. Realisiert wurde das Modell als Excel-Tabellenblatt unter Nutzung der programmeigenen Funktionen zur vektoriellen Addition und grafischen Ausgabe.

Simuliert wurden die Ergebnisse zur Purkinje-Shift, der Geschwindigkeitsreihe sowie der Helligkeitsreihe. Wegen der vektoriellen Betrachtung musste dabei nicht nur wie in anderen Arbeiten eine Amplitudenantwort hinreichend gut simuliert, sondern gleichzeitig unter Verwendung derselben Parameter der Phasenverlauf einer Messung nachgebildet werden. Es zeigt sich, dass die Simulation mit dem beschriebenen Set an Parametern immer qualitativ, meist sogar quantitativ in guter Übereinstimmung mit den betrachteten Messungen ist.

Bei der Simulation der Purkinje-Shift sind Änderungen der Parameter für Rezeptoren und komplexe Kanäle für die drei Einzelmessungen in guter Übereinstimmung mit der anerkannten Deutung des Effekts. Bei niedriger Lichtstärke ist das Verhältnis von Stäbchenanteil zu den anderen Rezeptoren und komplexen Kanälen groß und nimmt mit steigender Lichtstärke deutlich ab. Dadurch verschiebt sich das Maximum der simulierten Gesamtantwort entsprechend der Messung deutlich in den langwelligen Bereich.

Für die Geschwindigkeitsreihe zeigt sich ebenfalls eine deutliche Änderung in der Zusammensetzung und Gewichtung der Teilsysteme: mit zunehmender Geschwindigkeit sinkt der Anteil der komplexen Kanäle aufgrund ihrer deutlich längeren Reaktionszeit ab, so dass die Gesamtantwort vom Antwortverhalten der Rezeptoren, insbesondere des Grün-Zapfens geprägt ist.

Die Helligkeitsreihe zeigt bei zunehmender Reizstärke deutlich die Verschiebung in der Gewichtung der Teilsysteme von den Stäbchen hin zu Zapfen und komplexen Kanälen. Für einige Teilsysteme ist sogar eine Vorzeichenumkehr zu beobachten. So fließt der Antwortanteil der Blauzapfen bei niedriger Reizstärke mit negativem Vorzeichen, bei hoher Reizstärke mit positivem Vorzeichen in die Gesamtantwort ein.

Neben den hier genannten wurde eine Vielzahl weiterer Simulationen zu Messungen, z.B. für verschiedene Farbfilter, durchgeführt. Diese eher stichprobenartigen Untersuchungen dienten der Überprüfung des Modells und seiner Parameter. Eine ausführliche Behandlung dieser Messungen und ihre Simulationen sind Bestandteil zukünftiger Arbeiten.

---



## 7 Diskussion

In diesem Abschnitt sollen die Ergebnisse aus den vorhergehenden Kapiteln zueinander in Beziehung gesetzt und diskutiert werden. Dazu werden als erstes die Scanner- und FIS-Messungen sowie die jeweils verwendeten Modelle zur Simulation betrachtet. Anschließend werden anhand der vorgestellten Ergebnisse sowie weiterer Quellen die einzelnen Komponenten der FIS-Antwort beschrieben und beispielhaft für einige Messungen und Probanden die spektralen Übertragungsfunktionen der Gegenfarbkanäle bestimmt. Außerdem werden die Ergebnisse dieser Arbeit mit früheren Messungen zur Farbwahrnehmung (FIS und andere) verglichen. Schließlich wird kurz auf die Bedeutung der nichtlinearen Antwortanteile bei FIS-Messungen eingegangen sowie die Anknüpfungspunkte für weitere Untersuchungen dargestellt

### 7.1 Scannermessungen

Ursprünglich sollten die Messungen, die mit dem Scanner durchgeführt wurden, nur dazu dienen, das zeitliche Übertragungsverhalten der Retina zu bestimmen, um daraus Richtgrößen für die Verzögerungsparameter zur Simulation der FIS-Antworten abzuleiten. Aufgrund der Beobachtung, dass sich bei unterschiedlich farbigen Scannerreizen stark voneinander abweichende Übertragungskurven ergaben, wurden deutlich mehr Messungen als geplant durchgeführt, um mehr Hinweise auf die Ursache für dieses Verhalten zu gewinnen. Schließlich erwies es sich als sinnvoll, nicht nur ein Modell zur Simulation der FIS-Antworten zu erstellen, sondern auch die verschiedenen Scannermessungen im Modell zu simulieren. In 5.1.7 wurden bereits Annahmen zu möglichen den physiologischen Entsprechungen der in der Simulation verwendeten Teilsysteme gemacht. Diese werden im Folgenden vertieft und zusammengefasst.

**Teilsystem A:** Form und Lage der abgeleiteten Frequenzabhängigkeit für Teilsystem A stimmen sehr gut mit dem in der Literatur beschriebenen Verhalten der Stäbchen überein. Es wurde deutlich, dass Teilsystem A schon bei niedrigen Beleuchtungsstärken eine Antwortkomponente liefert, während andere Teilsysteme noch keinen Beitrag zur Gesamtantwort beizusteuern scheinen.

**Teilsystem B:** Aus den Ergebnissen der Scannermessungen bzw. der Simulationen dazu können Schlüsse auf eine mögliche Entsprechung von Teilsystem B und der Pupillenreaktion gezogen werden. Beim Vergleich von Messungen mit fixierter und nicht fixierter Pupille ergibt sich eine Differenz genau in dem Frequenzbereich, in dem die

Frequenzkurve für Teilsystem B ihr Maximum hat. Die Untersuchungen anderer Autoren (Baker 1984) zeigen für die Pupillenreaktion eine ähnliche Frequenzabhängigkeit. Weiterhin weist die von der Helligkeit nahezu unabhängige Größe der Reaktion im Vergleich zu anderen Teilsystemen darauf hin, dass es sich um eine Muskelreaktion handeln könnte, die durch einen wie auch immer gespeisten Helligkeitskanal gesteuert wird.

**Teilsystem C und D:** In der Literatur wird an keiner Stelle ein einzelnes retinales System beschrieben, welches direkt proportional zur Reizfrequenz reagiert. Die vektorielle Addition zweier antagonistischer Systeme mit leicht unterschiedlichem Zeitverhalten kann jedoch wie gezeigt die Reaktion sehr gut nachbilden. Zrenner (Zrenner 1983) hat einen solchen Effekt an der Makaken-Retina nachgewiesen, das Resultat ist in Abb. 7-4 und Abb. 7-5 dargestellt. Es wurde die Phasenverschiebung gemessen, die in einer RG- Ganglion Zelle entstehen, wenn mit grünem bzw. rotem Reizlicht stimuliert wird. Es zeigt sich, dass zwischen 0 Hz und 5 Hz Center und Surround mit ca. 180 Grad Verschiebung zueinander reagieren. Diese Phase wird durch die unterschiedlichen Latenzen mit steigenden Frequenzen stetig verringert und hat bei ca. 30 Hz 0 Grad (bzw. 360 Grad) erreicht. Somit ist der subtraktive Effekt vollständig ausgeschaltet und die Amplituden beider Mechanismen addieren sich.

**Teilsystem E:** Abraham (Abraham et al. 1985) hat die Phasenantwort der Retina für farbige Reize in Abhängigkeit von der Reizfrequenz beschrieben. Seine Ergebnisse sind in Abb. 7-1 dargestellt und werden den entsprechenden Ergebnissen aus dieser Arbeit für grünes und rotes Reizlicht in Abb. 7-2 und Abb. 7-3 gegenübergestellt. Wie deutlich wird sind für grünes Reizlicht die Ergebnisse sowohl qualitativ wie quantitativ gut übereinstimmend. Für rotes Reizlicht ergibt sich ebenfalls ein ähnlicher Kurvenverlauf, der jedoch durch die von Abraham eingetragene Ausgleichsgerade zu einer angenommenen linearen Reaktion verdeckt wird: linear fallender Verlauf, einem Bauch bei 10 Hz bis 15 Hz folgt eine Schulter bei 20 Hz, danach wieder linear fallend. Stark unterschiedlich ist jedoch die jeweilige Verzögerung, die bei Abraham zwischen 10 Hz und 40 Hz bei ca. 300 Grad liegt, während sie in der vorliegenden Arbeit in der Messung an SM zwischen 0 Hz und 30 Hz bei ca. 800 Grad liegt.

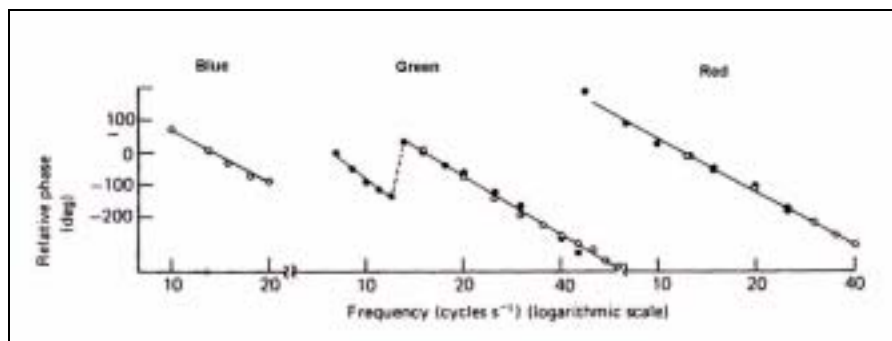


Abb. 7-1: Phasenverlauf für unterschiedliche Reizfarben (aus Abraham 1985, abraham85\_1.jpg)

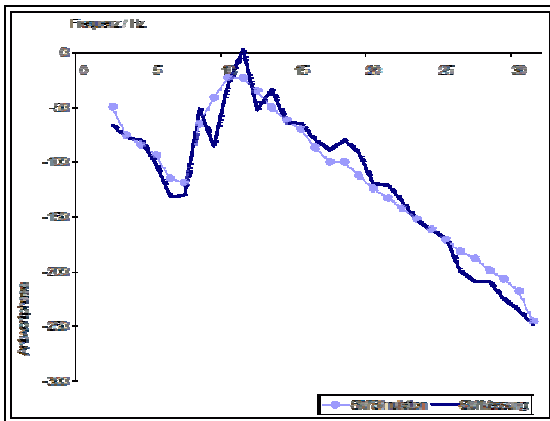


Abb. 7-2: Phase von SM und Simulation für grünes Reizlicht (SIM\_SM\_phas\_gruen.jpg)

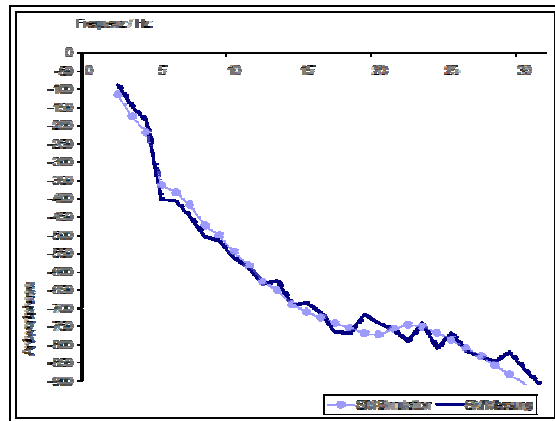


Abb. 7-3: Phase von SM und Simulation für rotes Reizlicht (SIM\_SM\_phas\_rot.jpg)

Abraham deutete den Phasensprung bei grünem Reizlicht als ein Zeichen für das Umschalten von Stäbchen-basierter Verarbeitung bei niedrigen Frequenzen hin zu einer Grün-Zapfen-basierter Verarbeitung bei höheren. Die Simulation zeigt aber, dass diese einfache Interpretation nicht zutrifft. Erst durch die Variation des Verhältnisses der Faktoren von Teilsystem C und D zueinander entsteht der "Sprung" im Phasenverlauf. Wenn, wie oben dargelegt, die Teilsysteme C und D als Gegenfarbverarbeitung gedeutet werden können, stimmt zwar die Aussage, dass der "Sprung" durch eine Zapfen-basierte Verarbeitung entsteht. Allerdings könnte die abschließliche Reaktion der Grün-Zapfen diesen Effekt nicht erklären.

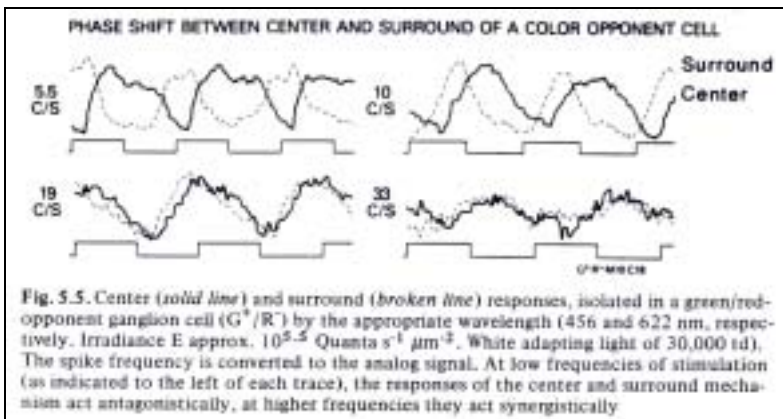


Abb. 7-4: Verhältnis von Center-Surround-Reaktion in Abhängigkeit von der Reizfrequenz (aus Zrenner 1983, S.97/98, CenterSurroundLatency1.jpg)

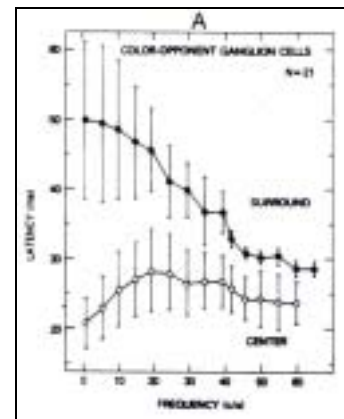


Abb. 7-5: Abhängigkeit der Latenzen von Center- und Surroundreaktion in Abhängigkeit von der Reizfrequenz (aus Zrenner 1983, S.97/98, CenterSurroundLatency3.jpg)

Dass es sich dabei um die Gegenfarbverarbeitung, also die RG- und BY-Systeme, handeln könnte, wird außerdem gestützt durch die Tatsache, dass der Effekt erst bei höheren Beleuchtungsstärken auftritt. Mit diesen Annahmen ergibt sich eine neue Interpretation der Ergebnisse von Baker, der den Amplitudenverlauf zwischen 20 Hz und 30 Hz als lokales Maximum deutet.

In den folgenden Abb. 7-6 und Abb. 7-7 wird die Amplitudenentwicklung bei 3 Hz und 31 Hz noch einmal zur Verdeutlichung gesondert dargestellt.

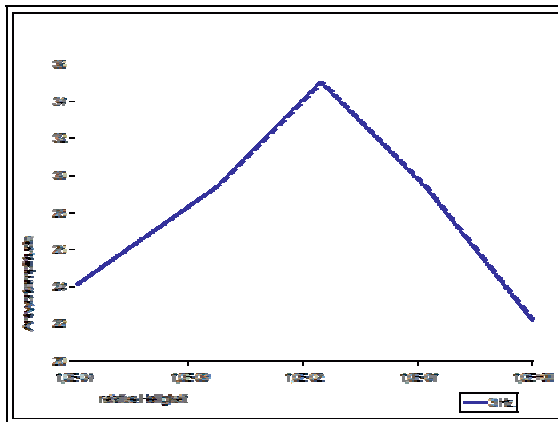


Abb. 7-6: Amplitudenantworten bei 3Hz zur Helligkeitsreihe von SM mit grünem Reizlicht (Scan\_Lum\_Ampl\_3Hz.jpg)

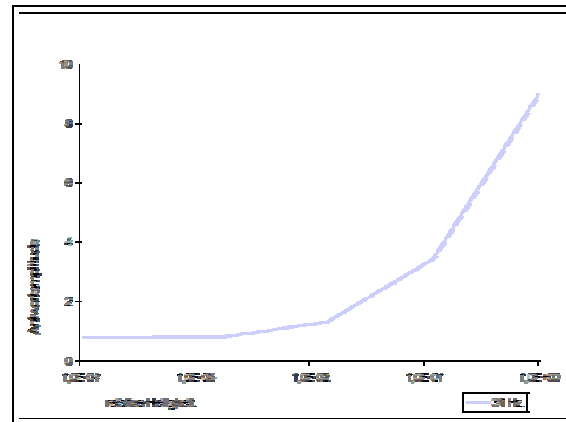


Abb. 7-7: Amplitudenantworten bei 31Hz zur Reihe von SM mit grünem Reizlicht (Scan\_Lum\_Ampl\_31Hz.jpg)

Es fällt auf, dass die Amplitudenantwort für niedrige Frequenzen mit steigender Helligkeit zuerst ansteigt, dann aber wieder sinkt, während sich für höhere Frequenzen mit zunehmender Beleuchtungsstärke eine stetig steigende Reaktion zeigt.

Bei der Interpretation der beiden Kurven zeigt sich eine gute Übereinstimmung mit den in (siehe Abb. 7-8) dargestellten Übertragungskurven für Stäbchen und Zapfen:

- die Übertragungsfunktion der Zapfen hat ihre maximale Steigung ca. 1,5 – 2 Log-Einheiten höher als die der Stäbchen, und
- die Übertragungskurve der Stäbchen ist dort sehr flach, wo die Kurve für die Zapfen ihre maximale Änderung pro Helligkeitsschritt zeigt.

Ein direkter Zusammenhang zu den Simulationsparametern zeigt sich für die Helligkeitsreihe bei höheren Frequenzen im Quotient Teilsystem D / Teilsystem C, was genau wie der bereits oben besprochene Phasenverlauf für einen deutlichen Einfluss eines Gegenfarbsystems spricht.

Wert	$1,1 \cdot 10^{-4}$	$1,8 \cdot 10^{-3}$	$1,4 \cdot 10^{-2}$	$1,2 \cdot 10^{-1}$	$1,0 \cdot 10^0$
B/A	2,28	2,56	3,73	2,73	2,28
D/C	0,00	0,00	0,50	0,75	0,92

Tabelle 36: Verhältnis Faktoren der Teilsysteme B zu A und D zu C.

Für das Verhalten bei niedrigen Frequenzen ergibt sich eine gute Übereinstimmung mit dem Quotienten Teilsystem B / Teilsystem A. Es bleibt jedoch unklar, welche physiologischen Systeme dieser Verrechnung entsprechen.

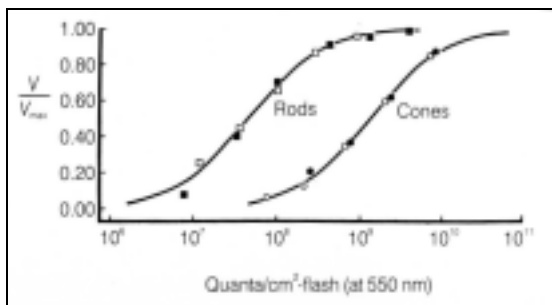


Abb. 7-8: Übertragungsfunktion von Stäbchen und Zapfen in Abhängigkeit von der Beleuchtung (aus Dowling 1974).

Für einige Messungen ergaben sich aber Abweichungen in Größenordnungen oder Vorzeichen. Die Parameter sind in Tabelle 19 für GE und SM aufgelistet, diese Besonderheiten jeweils farblich gekennzeichnet:

- Für die Simulation der Messungen mit **Reizlicht Weiß** ergab sich für die beiden Probanden eine Abweichung im Vorzeichen für den E Faktor. Während für GE hier ein Wert von 1,0 angenommen werden musste, ergab sich für SM ein Wert von -0,6. Somit fließt die Reaktion der Zapfen bei GE positiv, bei SM aber negativ in die Gesamtantwort auf weißes Reizlicht ein. Unterstellt man, dass die Weiß-Antwort der Zapfen zum großen Teil durch die Grünrezeptoren erbracht wird, stimmt das Ergebnis allerdings mit dem Ergebnis für grünes Reizlicht (s.u.) überein.
- Um die Messungen mit **Reizlicht Blau** zu simulieren, wurde für GE der D Faktor auf -0,5 gesetzt, während SM zur optimalen Simulation ein Wert von 0,5 benötigte. Das bedeutet, dass für GE die Teilsysteme C und D in dieser Simulation nicht wie in allen anderen Messungen antagonistisch wirken!
- Bei **Reizlicht Grün** erforderte eine optimale Simulation für GE einen Wert von 1,5 für den E Faktor. Für die Simulation von Proband SM war hier ein Wert von -0,8 notwendig. Wie bereits bei weißem Reizlicht fließt die Zapfenantwort bei GE positiv, bei SM negativ in die Gesamtantwort ein.
- Bei der Simulation der Messung mit **Reizlicht Rot** unterschieden sich schließlich die Parameter für den A Faktor und den E Faktor für beide Probanden deutlich: während für GE die Werte 2,6 (A Faktor) und 1,4 (E Faktor) angenommen werden mussten, verlangte eine optimale Simulation für SM für die Parameter -30,0 und -43,0. Diese Werte liegen deutlich über denen für die anderen Parameter.

Wahrscheinlich ergeben sich diese unterschiedlichen Faktoren durch eine unterschiedliche Rezeptorpopulation bzw. -verteilung. Insbesondere die Abweichungen zwischen GE und SM für rotes Reizlicht könnten in der nachgewiesenen Deuteranomalie von GE begründet liegen. Eine eindeutige Zuordnung dieser Abweichung zu pathologischen Befunden kann aber aufgrund der niedrigen Stichprobengröße (2 Probanden) nicht vorgenommen werden und bleibt weiteren Untersuchungen vorbehalten.

Außerdem ergeben sich aus den Ergebnissen der Simulation weitere Fragen, die im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter untersucht und geklärt werden können:

- Durch welche retinale Komponente bzw. Verschaltungseinheit wird die Pupillenreaktion gesteuert?
- Wie ist die Frequenzunabhängigkeit der Teilsysteme C und D zu erklären?
- Wie wirken sich Änderungen der Frequenzabhängigkeitskurven auf die Systemantwort aus?
- Gibt es physiologische Entsprechungen zu den individuell pro Proband geänderten Frequenzabhängigkeitskurven?
- Wie spiegelt sich der Einfluss der Müllerzellen in der FIS-Antwort wider?

Die Frage nach der Ursache dieser individuellen Schwankungen und der anderen offenen Fragen sollten als Anknüpfungspunkt für weitere Untersuchungen dienen und müssten im Rahmen weiterer Versuche geklärt werden. Dabei wird eine genau auf die Eigenschaften der jeweiligen retinalen Elemente abgestimmte Frequenzlage des verwendeten Reizlichts von großem Nutzen sein.

## 7.2 Mögliche Komponenten der FIS-Antworten

Der FIS-Reiz unterscheidet sich stark von anderen Reizformen die zur Erforschung von visuellen Systemen bisher eingesetzt wurden. Adamczyk hatte zunächst nur die Amplitudenantwort auf den FIS-Reiz betrachtet und sie als spektrale Empfindlichkeit des Gesamtsystems "Auge" interpretiert (Adamczyk et al. 1982). Dabei führte er Messungen mit FIS-Reizen unterschiedlicher Helligkeit durch und konnten zeigen, dass die spektrale Antwort stark von der Reizlichtintensität abhing (Purkinje-Shift). So wurde gezeigt, dass mit FIS-Reizen dieselben Eigenschaften und Effekte nachgewiesen werden können wie mit anderen in der Forschung zum Einsatz kommenden Methoden.

Aber schon bei diesen früheren Messungen war deutlich geworden, dass es zwischen den Probanden große Unterschiede in der Amplitudenantwort gab. So schwankte die Verschiebung der Antwortamplituden je nach Versuchsperson zwischen 10 nm und 80 nm. Und auch der Verlauf der Kurven unterschied sich: während einige Versuchspersonen bei hohen Intensitäten ein deutlich ausgeprägtes zweites lokales Maximum im Bereich zwischen 550 nm und 600 nm aufwiesen, war dieses bei anderen nur in einer Schulter des Hauptmaximums zu erkennen bzw. fehlte vollständig. Ein weiteres Beispiel hierfür wird in Abb. 5-53 gezeigt: während Proband AD auf weißes Reizlicht mit der deutlich strukturierten Antwort reagierte, zeigten andere Versuchspersonen eine Amplitudenantwort mit nur einem Maximum. Weiterhin wurden Unterschiede zwischen den Ergebnissen von Messungen festgestellt, die mit gleichen Parametern, jedoch an unterschiedlichen Tagen bzw. Tageszeiten durchgeführt wurden.

Diese Beobachtungen deuteten darauf hin, dass eine Reihe von Faktoren die FIS-Messung beeinflusst, die sich nicht einfach beschreiben lassen. Außerdem wird durch FIS-Reize nicht einfach die spektrale Empfindlichkeit eines Sehsystems gemessen, sondern es wird deutlich, dass Informationen zur Verarbeitung und Verschaltung in den Ergebnissen mit enthalten sind.

So sind Antworten auf FIS-Reize immer eine Gesamtreaktion, an der verschiedene Teilsysteme beteiligt sind. Dies wird zum einen durch die Unterschiede in den Amplitudenantworten zwischen Messungen einer Geschwindigkeitsreihe deutlich. Zum anderen sind die unterschiedlichen Phasenlagen zu Wellenlängenbereichen innerhalb sowie deren Veränderung zwischen den Messreihen nicht durch das Wirken eines einzelnen Systems zu erklären, sondern lassen sich nur mit unabhängig wirkenden Teilsystemen erklären.

Erstaunlich war die Beobachtung, dass die Antwort aller Probanden auf gefilterte FIS-Reize deutlich stärker war als auf Reize mit weißem Licht. Eigentlich ist zu erwarten, dass bei Reizen mit weißem Licht aufgrund der spektralen Breite alle Rezeptorarten gereizt werden und damit die Gesamtantwort deutlicher ausfällt. Dass nun ein spektral gefilterter und somit schmalbandiger Reiz zu einer deutlicheren Antwort führt als ein breitbandiger, weißer Reiz, lässt den Schluss zu, dass sich bei weißem Reizlicht Antwortkomponenten gegenseitig so beeinflussen, dass eine Art Subtraktion stattfindet, indem unterschiedliche Rezeptoren und Systeme mit unterschiedlich wirkendem Vorzeichen gleichzeitig angesprochen werden. Auch diese Beobachtung weist auf einen deutlichen "Verarbeitungsanteil" in der FIS-Antwort hin.

Auffallend ist auch, dass sich bei vielen Messungen Antworten ergeben, deren Maxima auf keinen Fall mit den Maxima der Rezeptoren übereinstimmen. Beispiele hierfür sind in Abb. 5-60, Abb. 5-62 und Abb. 5-66 zu sehen. Diese Maxima können nur von komplexeren Teilsystemen der Retina stammen, die durch Verschaltung der unterschiedlichen Rezeptortypen entstehen.

Einen deutlichen Hinweis liefern auch die Phasenantworten. Wenn nur ein System Antwortanteile liefern würde, so ergäbe sich eine konstante Phase, es sei denn, das System würde Lichtquanten unterschiedlicher Wellenlänge unterschiedlich schnell verarbeiten, was aber entsprechend dem Univarianzprinzip nicht der Fall ist. Allerdings würden sich auch dann sicher keine Verzögerungen im Bereich zwischen 10 ms und 100 ms ergeben., denn die Reaktionszeit der Sehkaskade in den Rezeptoren liegt bei maximal 1 ms. Daher können die sich über das Spektrum stark ändernden Phasenantworten nicht durch nur ein System erzeugt worden sein. Es müssen in diesen Fällen mehrere Teilsysteme mit unterschiedlichen Reaktionszeiten und Verarbeitungsschritten beteiligt sein.

Man kann aber weiterhin schlussfolgern, dass auch mehrere Teilsysteme mit unterschiedlichen Reaktionszeiten nicht ausreichen, um einige spektral sehr stark schwankenden Phasenantworten erklären. Die in den Modellen ermittelten Reaktions-

zeiten für Rezeptoren liegen in einem Bereich von 27 ms bis 110 ms (Tabelle 33), die maximale Differenz innerhalb einer Messung beträgt ca. 70 ms. Bei Modulationsgeschwindigkeiten von 2 Hz bis 4 Hz ergäbe sich für diese Verzögerung in der Reaktionszeit ein maximaler Phasenunterschied von  $110^\circ$ . Die teilweise  $180^\circ$  betragenden Unterschiede sind deshalb nicht durch unterschiedliche Reaktionszeiten zu erklären, so dass gefolgert werden kann, dass mindestens ein Teilsystem an der Gesamtantwort beteiligt ist, das durch entsprechende Verschaltungen eine Invertierung des Reizes beisteuert.

Sicher wird auch die Pupillenreaktion in die FIS-Antwort eingehen, denn ihre maximale Antwort liegt genau in dem Frequenzbereich, der für die FIS-Messungen in dieser Arbeit verwendet wurde (siehe 5.1.7). Zum einen werden die elektrischen Impulse der Irismuskulatur allein schon wegen ihrer relativen Größe und räumlichen Nähe sehr gut und direkt durch die Corneaelektrode aufgenommen. Außerdem beeinflusst eine nicht vollständig betäubte Iris durch ihre Modulationen die Lichtmenge, die auf die Retina trifft, und somit die Reaktion der retinalen Zellen. Aufgrund der Frequenzabhängigkeit ist zu vermuten, dass die Pupillenreaktion sich besonders bei niedriger Frequenz störend ausgewirkt hat. Da im FIS-Reiz diese Frequenzen den roten Spektralbereich betreffen, könnte der Pupilleneinfluss die Ursache dafür sein, dass die Simulation der FIS-Antwort im Rotbereich nicht immer exakt möglich war. Auf die sich häufig findenden Maxima bei größeren Wellenlängen als 600nm wird in 7.5 näher eingegangen.

### 7.3 Zusammenhang von Scanner- und FIS-Messungen

Bereits in 5.1.7 wurde anhand der Simulationen Rückschlüsse auf mögliche physiologische Entsprechungen der im Modell verwendeten Teilsysteme gemacht. Es zeigte sich, dass durch vektorielle Addition von 5 Teilsystemen sowohl Phasen- wie Amplitudenantwort gut nachgebildet werden können. Durch Hinweise aus Untersuchungen anderer Autoren konnte die nicht vollständig unterdrückte Pupillenreaktion als eine wirkende Komponente identifiziert werden (Teilsystem B). Außerdem zeigte eine Komponente große Ähnlichkeiten mit dem Verhalten der Stäbchen (Teilsystem A), eine weitere Ähnlichkeiten mit dem für Zapfen angenommenen Eigenschaften (Teilsystem E). Da bei den Scannermessungen die Antwort nicht spektral differenziert werden kann, kann Teilsystem E nur eine Überlagerung von Eigenschaften der unterschiedlichen Zapfentypen darstellen. Zwei weitere Komponenten (Teilsysteme C und D) schienen jeweils nur antagonistisch zu wirken, so dass vermutet wurde, dass sie das Ergebnis von retinalen Verarbeitungsprozessen darstellen. Deshalb wurde davon ausgegangen, dass diese Komponenten mit der Reaktion der Gegenfarbverarbeitung in Verbindung stehen. Auch hier ist keine genaue Zuordnung zu Rot-Grün- bzw. Blau-Gelb-Kanal möglich, sondern kann nur auf das Zusammenwirken beider Kanäle geschlossen werden.



Scanner - Teilsysteme des Modells	FIS – Teilsysteme des Modells
Teilsystem A	Stäbchen (R)
Teilsystem B	nicht berücksichtigt
Teilsystem C	Red-Green (RG), Blue-Yellow (BY)
Teilsystem D	Red-Green (RG), Blue-Yellow (BY)
Teilsystem E	Zapfen (S, M, L)
---	Luminanz (Lum)

*Tabelle 37: Zuordnung der zur Simulation von Scanner- und FIS-Messungen verwendeten Komponenten*

Diese Zuordnungen wurden auch bei der Entwicklung des Modells zur Simulation von FIS-Antworten zugrunde gelegt, eine Übersicht dazu ist in Tabelle 37 dargestellt. Da es sich bei FIS-Messung um ein spektral differenzierendes Verfahren handelt, wurde die Pupillenreaktion (Teilsystem B) nicht berücksichtigt. Allerdings nimmt die Pupillenreaktion über die Modulation der Helligkeit Einfluss auf die Reaktion aller anderen Teilsysteme. Für die exakte Beschreibung des Pupilleneinflusses auf die anderen, spektral wirksamen

Teilsysteme müssen weitere Untersuchungen durchgeführt werden, die nicht mehr Bestandteil dieser Arbeit sind.

Für den im FIS-Modell sicher zu berücksichtigenden Luminanzkanal kann keine eindeutige Entsprechung zu einem Teilsystem der Scannermessungen angegeben werden. Vermutlich fließt sich die Reaktion des Luminanzkanals sowohl in Teilsystem E (Zapfen) wie Teilsystem C und D (Gegenfarbkanäle).

Sowohl mit Scanner als auch FIS wurden Helligkeitsreihen gemessen. Zur Überprüfung der oben gemacht Zuordnungen und zum Vergleich von Scanner- und FIS-Modellparameter zueinander sind diese in Abb. 7-9 und Abb. 7-10 grafisch aufgetragen.

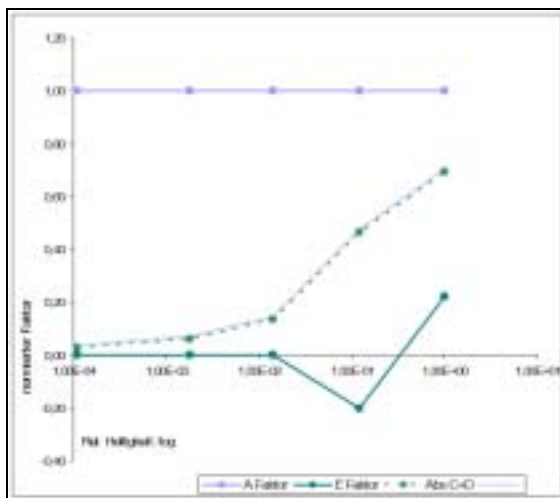


Abb. 7-9: Simulationsparameter zur Scanner-Helligkeitsreihe aus 5.1.6 (siehe Tabelle 18). (lumrowscan\_SM\_params.jpg)

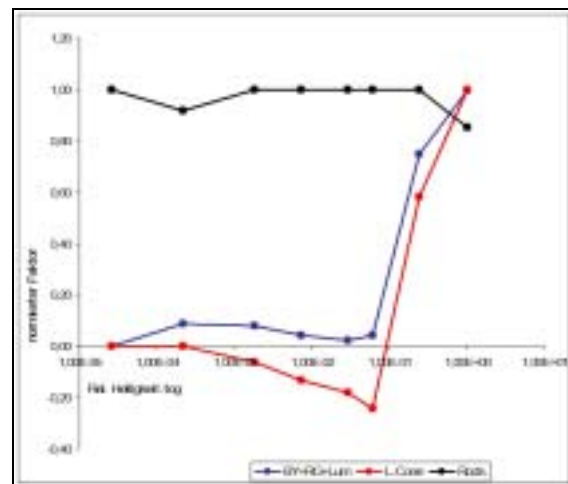


Abb. 7-10: Verschiedene Simulationsparameter zur FIS-Helligkeitsreihe aus 6.6.3 (lumrow\_GE\_fisscan.jpg)

Dargestellt sind die Parameter, die Stäbchen, Zapfen bzw. einzelnen Zapfen sowie den Gegenfarbkanälen zugeordnet wurden. In beiden Fällen war der Parameter für die Stäbchen der größte Wert, auf den jeweils die anderen Parameter normiert wurden. Wie zu erkennen ist, stimmen die Kurvenverläufe für Stäbchen sehr gut überein. Die Kurven für Zapfen- und Gegenfarb-Parameter sind zumindest qualitativ ähnlich. Dabei muss jedoch bedacht werden, dass

- die Parameter von Messungen unterschiedlicher Probanden stammen, die nach den Ergebnissen der vergleichenden Scannermessungen eine sehr unterschiedliche Rezeptorzusammensetzung haben, und
- nicht klar ist, ob und in wieweit der Luminanzkanal in den Teilsystemen C und D der Scannermessung mit einfließt, und
- in Abb. 7-10 die Absolutwerte für beide vermuteten Gegenfarbkanäle aufaddiert worden sind, ohne mögliche weitere Interaktionen zu berücksichtigen.

Für zukünftige FIS-Messungen sollte der Frequenzbereich des Reizlichtes je nach zu untersuchendem Teilsystem so gewählt werden, dass dessen Anteil an der Gesamtantwort maximal ist. Der Anteil z.B. der Zapfen an der Gesamtantwort steigt bei höheren Frequenzen, so dass ein Frequenzbereich zwischen 4 Hz und 8 Hz, wie er in früheren Arbeiten verwendet wurde, geeigneter für Untersuchungen zur Farbwahrnehmung ist als der in dieser Arbeit verwendete Bereich von 2 Hz bis 4 Hz.

## 7.4 Lineare und nichtlineare Komponenten des FIS ERG

In diesem Abschnitt werden eine grundlegende Erläuterungen zu linearen und nichtlinearen Antwortkomponenten auf FIS-Reize gegeben. Diese werden dann in Beziehung

gesetzt mit den Ergebnissen zu anderen Reizformen. Schließlich werden die Auswirkungen auf die Fragestellungen dieser Arbeit diskutiert.

Steiner (Steiner 1984) hat die Zusammenhänge zwischen unterschiedlichen Kennlinien, der Verzerrung von sinusförmigen Reizen und den Auswirkungen auf die Frequenzanalyse ausführlich untersucht. An dieser Stelle soll deshalb nur eine kurze Zusammenfassung seiner Ergebnisse gegeben werden.

Wie in Abb. 7-11 ersichtlich, bestimmt die Kennlinie die Reaktion eines System auf einen Reiz. Ist dieser Reiz sinusförmig, so wird er im Falle einer nichtlinearen Kennlinie verzerrt. Die Antwortkurve kann dann nicht mehr nur durch eine einzelne Sinuskomponente beschrieben – und simuliert – werden, sondern besteht aus der Summe von Grundschwingung und weiteren, höherfrequenten Sinusanteilen (siehe Abb. 7-12).

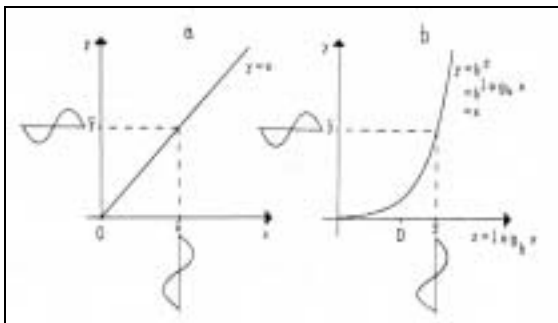


Abb. 7-11: Einfluss von linearen und nichtlinearen Kennlinien auf sinusförmige Reize (steiner\_nl\_003.jpg)

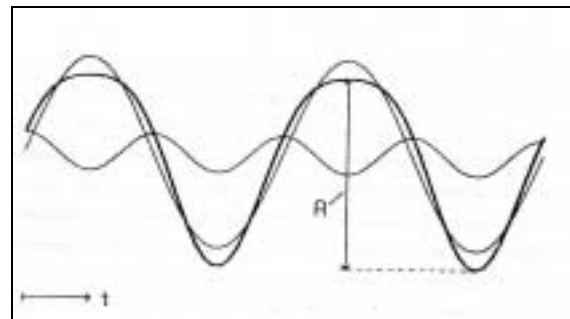


Abb. 7-12: Zusammensetzung der Antwort aus linearer Komponente und weiteren, an der nichtlinearen Kennlinie verzerrten Komponenten (steiner\_nl\_001.jpg)

Der FIS-Reiz als Ganzfeldreiz wirkt wie oben beschrieben immer auf eine Reihe von Teilsystemen, die in ihrer Summe das System *Retina* bilden. Gleiches gilt für die Kennlinie dieses Gesamtsystems, die sich aus der Kombination der Einzelkennlinien zusammensetzt. Bereits die in Abb. 7-13 dargestellte Kombination der beiden Kennlinien aus Abb. 3-10 für Zapfen und Stäbchen weist einen deutlich schmaleren linearen Bereich auf. Wirken nun zusätzlich weitere, komplexe Teilsysteme wie die Gegenfarbkanäle oder der Luminanzkanal in der Antwort des Gesamtsystems mit, ergibt sich aufgrund der retinalen Verschaltungen zwangsläufig eine Kennlinie, die zu großen nichtlinearen Antwortanteilen führt.

Wie Steiner zeigen konnte, treten bei der Verzerrung eines komplexen Sinusreizes an einer nichtlinearen Kennlinie neben Verzerrungskomponenten der Einzelschwingungen zusätzlich Mischanteile auf, deren Lage und Zusammensetzung vom Grad der Verzerrung abhängen. Diese Mischanteile können sogar im Frequenzbereich der linearen Antwort liegen und damit die lineare Antwort verfälschen. Eine Ausnahme bildet dabei die Verzerrungen an einer quadratischen Kennlinie, deren Mischfrequenzen den linearen Antwortbereich nicht beeinflussen.

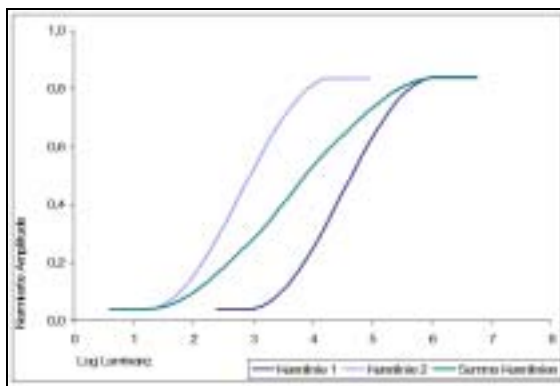


Abb. 7-13: Halbierte Summe der beiden Kennlinien (Kennlinien1.jpg)

Wie bereits in den Ausführungen zur Methodik dargelegt (siehe 4.3.1 und Abb. 4-2), liegen die quadratischen Mischanteile frequenzmäßig unter (Frequenzsubtraktion von Einzelkomponenten) bzw. über (Frequenzaddition von Einzelkomponenten) dem linearen Antwortbereich, vorausgesetzt, dass die Spannweite des Reizes eine Oktave nicht überschreitet. Dies war in der vorliegenden Arbeit gegeben.

Baker (Baker 1984) untersuchte die ERG-Antworten auf sinusförmig modulierte Ganzfeldreize und verschiedene zeitlich periodisch modulierte Musterreize. Sie konnten zeigen, dass die ERG-Antwort auf einen Ganzfeld-Reiz sich hinsichtlich der Antwortkomponenten deutlich von einem Musterreiz (z.B. contrast reversal Reiz wie alternierende Rot-Grün-Schachbrettmuster) unterscheidet.

Das Ganzfeld-ERG setzt sich aus zwei Komponenten zusammen, einer dominierenden linearen Antwort mit derselben Frequenz wie der entsprechende Reiz, und einem kleineren, nichtlinearen 2.harmonischen Anteil. Beide Antwortkomponenten zeigen deutliche Maxima bei 1-2 Hz sowie 8-10 Hz auf. Das contrast reversal ERG liefert eine rein nichtlineare Antwort, die ebenfalls Maxima bei 2Hz und 8 Hz mit dem Hauptmaximum bei 8Hz zeigt. Diese Ergebnisse decken sich mit denen von anderen Autoren (Maffai 1981, Spekreijse 1973). Da die nichtlinearen Antwortanteile sehr ähnliche Charakteristika zeigen, gehen Baker und andere Autoren von ein und demselben zugrunde liegenden Mechanismus aus.

Hess konnte 1984 (Hess et al. 1984) zeigen, dass die ERG-Antwort auf contrast reversal Reize neben der Abhängigkeit von der räumlichen Frequenz eine räumliche Bandpass-Charakteristik aufweist. Dies ist ein deutlicher Hinweis darauf, dass die Antwort einen postrezeptoralen Ursprung (Generator) hat. Wäre die Antwort durch die Aktivität der Rezeptoren bedingt, dürfte sich keine Abhängigkeit von der räumlichen Frequenz zeigen, wenn die Abbildung des Reizmusters die Größe der rezeptiven Felder überschreitet. Wichtig sind weiterhin die Ergebnisse zur Beleuchtungsabhängigkeit der Nichtlinearitäten. So konnten die nichtlinearen Komponenten ausschließlich unter photopischen Beleuchtungsbedingungen nachgewiesen werden und treten bei Achromaten, denen aufgrund genetischer Defekte jegliche Zapfchen-Typen fehlen, gar nicht auf (siehe Abb. 7-14).

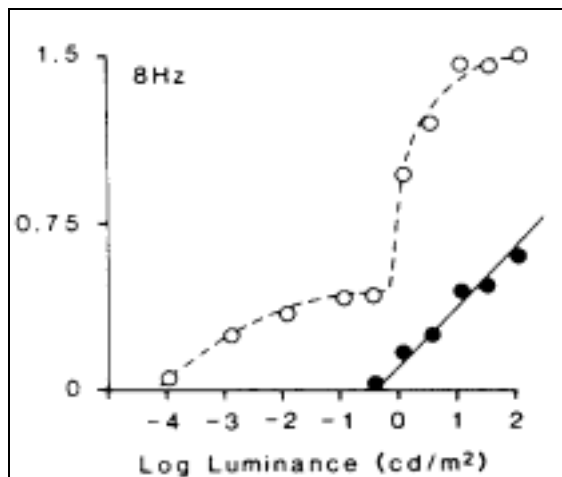


Abb. 7-14: Lineare (Weiße Kreise) und nichtlineare (Schwarze Kreise) Antwort in Abhängigkeit von der Helligkeit des Reizes (aus Hess 1986, Fig.6C)

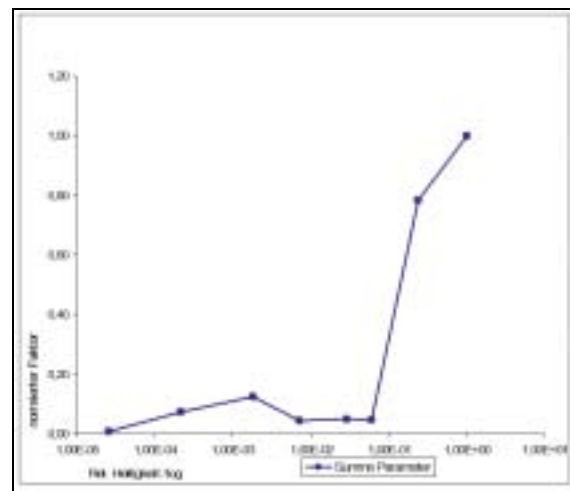


Abb. 7-15: Parametersummen zur Helligkeitsreihe für (lumrow\_GE\_Summen.jpg)

Bei Katzen weichen die nichtlinearen ERG-Komponenten von den Beobachtungen der Human- und Primaten-Messungen ab. Im Gegensatz zu den Ergebnissen bei Human- und Primaten-ERG zeigen die nichtlinearen ERG-Komponenten ein Maximum bei wesentlich niedrigeren Frequenzen (ca. 2Hz). Weiterhin weist die Antwort auf pattern reversal Reize eine Tiefpass-Charakteristik auf und zeigt skotopische Eigenschaften. Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit der Erkenntnis, dass die Retina der Katze fast ausschließlich Stäbchen aufweist.

## 7.5 Ursprung der FIS-Antwort

Wie aus den Simulationen hervorgeht, sind abhängig von der Lichtstärke auf jeden Fall Anteile der Rezeptoren in der Gesamtantwort auf FIS-Reize enthalten. Allerdings stellt die Gesamtantwort auf keinen Fall eine ausschließliche Reaktion der Rezeptoren dar und kann somit auch nicht mit der spektralen Empfindlichkeit der Rezeptoren gleichgesetzt werden. Die in 6.6 durchgeführten Simulationen geben eine Reihe von Hinweisen, welche retinalen Komponenten Anteile zur FIS-Antwort beisteuern. Diese sollen nun mit den Ergebnissen anderer Autoren verglichen werden.

Sakuranaga und Naka (Sakuranaga et al. 1985b,c) haben bei die Verarbeitung in der Fischretina (Wels) untersucht und das Übertragungsverhalten der Horizontalzellen in Abhängigkeit von der Reizfrequenz beschrieben (Abb. 7-16). Um einen Vergleich mit zu ermöglichen, wurden für 4 Frequenzen die Werte aus Sakuranga 1985b, c in Abb. 7-17 den Kurven der komplexeren Teilsysteme, also den nicht den Rezeptoren zugeordnete Teilsystemen, aus dieser Arbeit gewonnenen Ergebnissen gegenübergestellt.

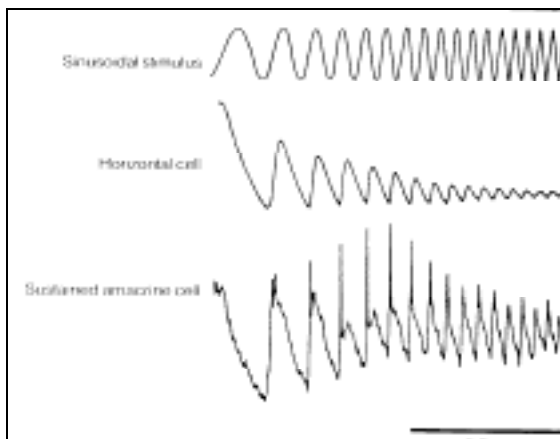


Abb. 7-16: Frequenzabhängigkeit von Horizontalzellen zwischen 6 Hz und 24 Hz (Balken = 0,5s; aus: Sakuranaga 1985)

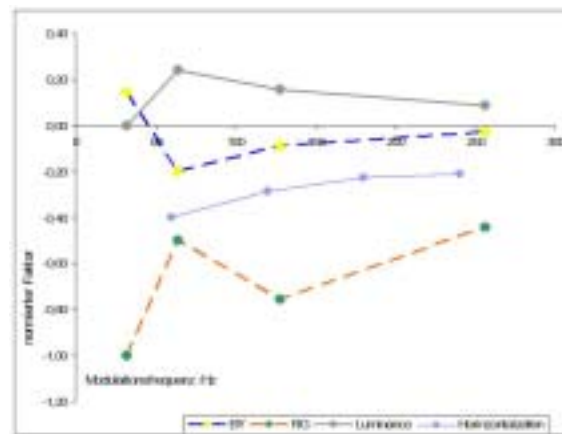


Abb. 7-17: Gegenüberstellung der Frequenzabhängigkeit von Horizontalzellen und den Simulationsergebnissen zu RG-, BY- und Lum-Kanal (Speedrow\_GE\_Dowling.jpg).

Es wird deutlich, dass sich die Kurven für Horizontalzellen aus Sakuranaga und die Kurven, die in 6.6.3 für die Parameter zur Simulation einer Grünantwort ermittelt wurden, ähneln:

- der Verlauf der Horizontalzellenkurve stimmt sehr gut mit einer um den konstanten Wert von  $-0,2$  verschobene BY-Parameterkurve überein, und
- die Kurve zur Simulation der Luminanz ähnelt stark einer mit dem Faktor  $-1$  multiplizierten Horizontalzellkurve, und
- die Kurve der Simulationsparameter für RG-Verarbeitung lässt sich durch eine Verschiebung entlang der Frequenzachse auf die Horizontalzellreaktion abbilden.

Ein Vergleich der Ergebnisse zeigt also, dass es bezüglich der Frequenzabhängigkeit eine große Übereinstimmung zwischen Horizontalzellen und den Simulationsparametern für diejenigen Teilsysteme der Grün-Antwort gibt, die den verschalteten Systemen Red-Green, Blue-Yellow und Luminanz zugeordnet worden sind. Das deutet darauf hin, dass die Horizontalzellen wenn nicht ausschließlich, so doch maßgeblich an der Antwort der vermuteten Teilsysteme beteiligt sind. Diese Vermutung deckt sich gut mit den in Abb. 3-11 dargestellten Ergebnissen aus Kolb1994.

Allerdings muss einschränkend hinzugefügt werden, dass sich aufgrund der Tatsache, dass der FIS-Reiz aus vielen spektralen Komponenten zusammengesetzt ist, die jeweils eigene Modulationsfrequenzen haben, die oben beschriebene Gegenüberstellung mit der Horizontalzellenkurve aus Sakuranaga mit konstanter Modulationsfrequenz für alle Antwortkomponenten nur qualitativen Charakter haben kann. Wenn es sich bei den dargestellten Teilsystemen tatsächlich um Verschaltungsergebnisse der Horizontalzellen handelt, stellen die RG- und BY-Teilsysteme die Gegenfarbkanäle dar. Diese weisen aber – die monophasischen Horizontalzellen ausgenommen – mindestens zwei Extrema auf, so dass nicht eindeutig gesagt werden kann, auf welches Maximum bzw. Minimum sich die in Abb. 7-17 dargestellten Werte beziehen. Zudem fehlt in Sakuranaga 1985b,c die Angabe, um welche Art von Horizontalzellen

(mono-, di oder triphasisch, siehe Abb. 3-4) es sich in der dargestellten Messung handelt. Für die Darstellung der Horizontalkurve in Abb. 7-17 bedeutet dies, dass die Zuordnung der Amplitudenwerte zu Frequenzen nicht eindeutig ist und sich die Kurve entlang der Frequenzachse verschieben kann.

Es stellt sich die Frage, ob nicht auch andere retinale Zellen oder funktionale Einheiten z.B. aus der IPL (inner plexiform layer) Antwortanteile beisteuern. Dies kann anhand der hier gemachten Untersuchungen nicht ausgeschlossen werden. Es gibt jedoch Hinweise darauf, dass tiefere Schichten der Retina keine maßgeblichen Antwortanteile auf den FIS-Reiz liefern. Bei allen durchgeführten Simulationen konnte eine sehr gute Übereinstimmung mit den jeweiligen Messungen erreicht werden. Zwar können weitere Anteile nicht ausgeschlossen werden (siehe 5.1.7), aber entsprechend dem Grundsatz, dass bei gleichen Auswirkungen im Zweifel das einfachere Erklärungsmodell vorzuziehen ist, ist es nicht notwendig, weitere Systeme mit Antwortanteilen zu postulieren.

Weiterhin wurden in der in 6.1.1 vorgestellten CSD (Current Source Density) Untersuchung die Ursprungsorte für lineare und nichtlineare Antwortanteile auf verschiedene Reizformen bestimmt (siehe Abb. 6-3)

Die CSD-Untersuchungen ergaben, dass die lineare Antwort auf sinusförmige Ganzfeldreize ohne räumliche Muster distal der OPL (outer plexiform layer) entsteht, also der Bereich der Rezeptoren und Horizontalzellen. In diesen retinalen Schichten entstehen auch kleinere nichtlineare Antwortanteile, allerdings liegt deren Hauptquelle proximal zur OPL. Sind die beiden Quellen für nichtlineare Antwortanteile nun Elemente einer Abfolge von Verarbeitungsschritten oder wechselwirken sie miteinander, so müssen sich die nichtlinearen Anteile aus dem distalen Retinabereich nochmals zu höheren Ordnungen hin verzerrt in der FIS-Antwort nachweisen lassen. Falls keine höheren als quadratische Verzerrungen nachgewiesen werden,

- treten sie entweder nicht auf, werden also nur distal der OPL erzeugt, oder
- sind nicht Bestandteil derselben Verarbeitungsreihe wie die Quellen der distalen Verzerrungen. Es erscheint jedoch unwahrscheinlich, dass es zwischen den Verarbeitungsschritten keine Wechselwirkungen gibt.

In Abb. 7-18 und Abb. 7-19 sind die linearen und nichtlinearen Ergebnisse einer Scannermessung mit weißem Reizlicht ohne den Einsatz von elektronischen Filtern dargestellt. Man erkennt deutlich die nichtlinearen Anteile sowohl in der Amplituden- wie auch Phasenantwort. Es treten jedoch keine höher verzerrten Amplitudenantworten auf (aus Gründen der Übersichtlichkeit sind die entsprechenden Phasen nicht dargestellt, weil sie, wie für Phasen von Rauschsignalen üblich, starke und zufällige Schwankungen aufweisen).

---

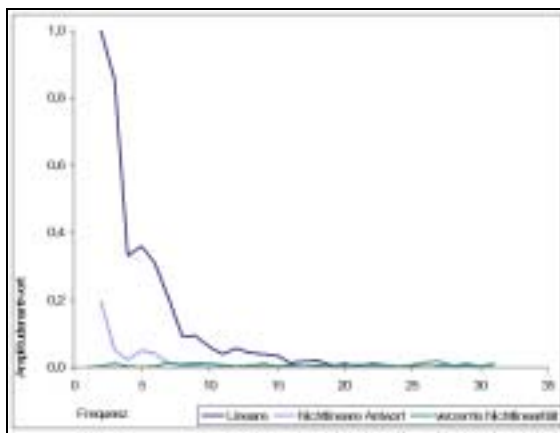


Abb. 7-18: Lineare und nichtlineare Amplitudenantwort auf weißes Reizlicht (Scanner\_l\_nl\_ampl.jpg)

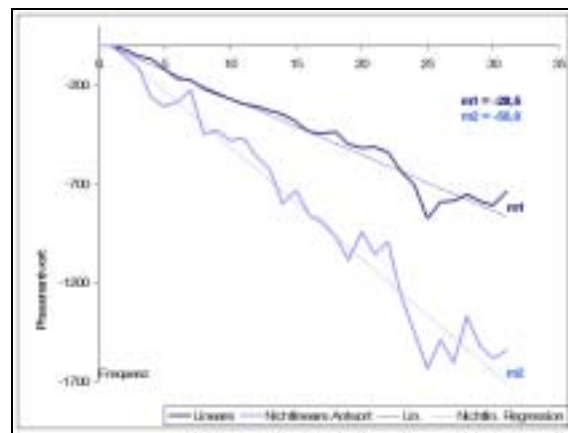


Abb. 7-19: Lineare und nichtlineare Phasenantwort auf weißes Reizlicht (Scanner\_l\_nl\_phas.jpg)

Steiner hat gezeigt (in Steiner 1984), dass sich im Falle einer konstanten Totzeit (= Reaktionszeit eines Systems) ein stetiger, linearer Verlauf für die lineare Phasenantwort ergibt. Weiterhin hat er hergeleitet, dass im Fall von ausschließlich quadratischen Verzerrungen eine einfache Beziehung gibt zwischen linearen und nichtlinearen Phasenverläufen gibt. Demnach ist auch die Phasenantwort der nichtlinearen Anteile linear im Verlauf, wobei für die Lage der Nichtlinearität  $q_{2i}$  zum linearen Anteil  $q$  bei der Frequenz  $i$  gilt:

$$q_{2i} = 2q_i$$

Formel 7-1: Verhältnis von linearer und nichtlinearer Phase

In Abb. 7-19 sind die Regressionsgraden zu linearem und nichtlinearem Phasenverlauf dargestellt. Die Steigungen der Gradengraden betragen für die lineare -28,5 und die nichtlineare Antwortphase -56,8, was sehr gut dem von Steiner hergeleiteten Verhältnis von 1:2 (linear:nichtlinear) entspricht. Damit kann davon ausgegangen werden, dass keine anderen als quadratische Verzerrungen in der Antwort enthalten sind. Das Ergebnis, dass in der FIS-Antwort keine Antwortanteile nachweisbar sind, die proximal zur OPL entstehen, deckt sich mit den in 6.1.2 vorgestellten pathologischen Untersuchungen. Auch dort wurde der Entstehungsort der linearen Antwort auf sinusförmige Ganzfeldreize distal zur OPL bestimmt.

Mit der Bestimmung des Entstehungsortes der FIS-Antwort auf den distalen OPL-Bereich steht man jedoch genau dem Problem gegenüber, welches bisher in der Erforschung der Gegenfarbverarbeitung in der Retina nicht gelöst werden konnte: wie in Abb. 3-15 und Abb. 3-15 dargestellt, sind bisher keine inhibitorischen Einflüsse von Zapfen auf Horizontalzellen nachgewiesen worden (Dacey 1996). Diese werden aber im Gegenfarbmodell erwartet und wurden auch bei dem Modell von Paulus et. al. zugrunde gelegt, welches in dieser Arbeit zur Simulation der FIS-Antworten diente. Somit müssen auf jeden Fall weitere Zellen und Verschaltungskreise Anteile zur FIS-Antwort beisteuern. Die in 3.2.3 vorgestellten Bipolarzellen sind dafür ein potenter Kandidat.



Ein Hinweis dafür, dass tatsächlich exhibitorische und inhibitorische Reaktionen in die FIS-Antwort einfließen, ist die Tatsache, dass FIS-Antworten auf weißes Reizlicht deutlich kleiner ausfielen als auf farbiges Reizlicht. Im Falle von weißem Reizlicht werden die beteiligten Kanäle gleichzeitig stimuliert, so dass sich die Antwortkomponenten mit entgegengesetztem Vorzeichen, also die Gegenfarbverarbeitung, abschwächen und nur die Antwortkomponenten ohne Gegenspieler (Rezeptoren, Helligkeitskanal) werden erfasst. Wird dagegen farbiges Reizlicht verwendet, werden die Gegenfarbkanäle unterschiedlich stark gereizt, so dass die Subtraktion durch entgegengesetzte Vorzeichen nicht so stark ist wie bei weißem Reizlicht, das die Gegenfarbkanäle gleichmäßiger erregt.

Einbuchtungen im Fuß der Zapfen, die sogenannten Triaden (siehe Abb. 3-13), sind der Ort, an dem Zapfen, Horizontalzellen und Bipolarzellen in einer komplizierten Anordnung Kontakt miteinander aufnehmen. Es wird vermutet, dass die Kapselung dieser Anordnung im Zapfenfuß spezielle, von den Umgebungseinflüssen abgeschirmte Reaktionen und damit eine stark lokal begrenzte Signalübertragung ermöglicht. Es wird seit langem vermutet, dass diese Struktur eine wichtige Rolle bei der Gegenfarbverarbeitung spielt.

Findet in den Triaden eine Signalverarbeitung statt, bei der es zu inhibitorischen Einflüssen aufgrund von Zapfensignalen kommt, so sind diese in der FIS-Antwort enthalten. Dadurch wird klar, dass tatsächlich davon ausgegangen werden kann, dass die Annahme von sowohl exhibitorischen als auch inhibitorischen Einflüssen der Zapfen und damit der in Formel 6-1, Formel 6-2 und Formel 6-3 dargestellte Zusammenhang als Grundlage für ein Modell zur Gegenfarbverarbeitung stimmig ist.

Dass aufgrund der Struktur der Triaden komplexe Verschaltungen stattfinden und die Farbwahrnehmung beeinflussen, wird am Beispiel der sog. "Benham tops" deutlich. Bei den Benham tops handelt es sich um Scheiben, die mit achromatischen Mustern bemalt sind und farbliche Sinneseindrücke hervorrufen, wenn sie in Rotation versetzt werden. In Abb. 7-20 ist ein Beispiel dazu dargestellt. Dieser Effekt wurde bereits 1838 von Fechner beschrieben (Fechner 1838). Die Bezeichnung der Scheiben stammt allerdings von dem Spielzeugmacher C.E. Benham, der um 1894 entsprechend bemalte Kreisel herstellte und damit dem Effekt zu breiter Aufmerksamkeit verhalf. V. Campenhausen (v. Campenhausen et. al. 1995) wies nach, dass die PIFC (pattern-induced flicker colours) retinal entstehen und nicht etwa im entsprechenden Hirnareal. Außerdem konnte er zeigen, dass die PIFC nicht von der tatsächlichen Reizung der unterschiedlichen Rezeptortypen abhängig sind sondern nur von der zeitlich versetzten Vorder- und Hintergrundreizung, genauer: der Phasenlage von Vorder- zu Hintergrundreiz hervorgerufen werden (siehe Abb. 7-21).

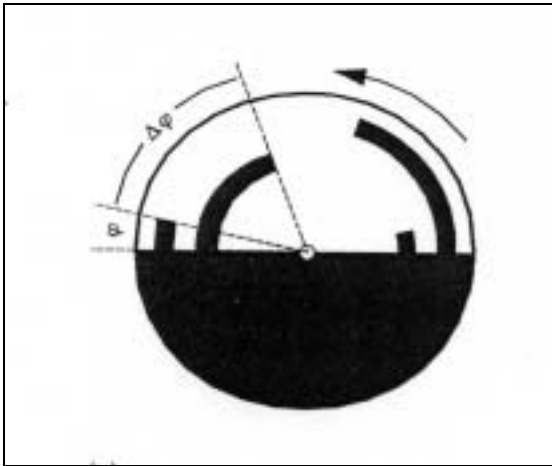


Abb. 7-20: Beispiel eines Benham tops zur Erzeugung flickerinduzierter Farbeindrücke (v. Campenhausen 1995, PIFC\_delay2.jpg)

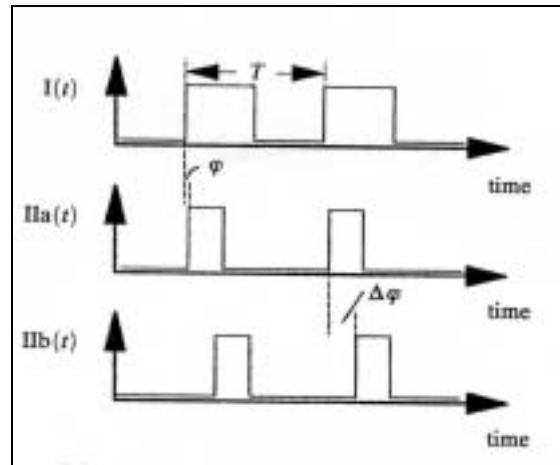


Abb. 7-21: (PIFC\_delay1.jpg)

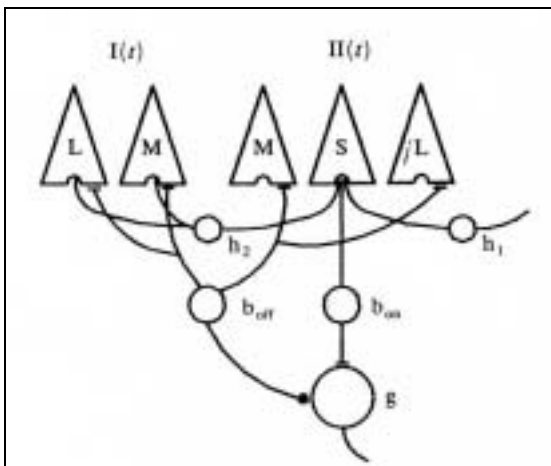


Abb. 7-22: Einfaches Modell zur Erklärung der flickerinduzierten Farbeindrücke (aus v. Campenhausen 1995, PIFC\_Verschaltung.jpg)

V. Campenhausen ermittelte aus der minimalen Winkeldifferenz, die zu einem Farbeindruck führte, eine zeitliche Differenz von  $87\mu\text{s}$ , was weit unter der Reaktionszeit der neuronalen Zellen liegt. Als Erklärung schlug er vor, dass innerhalb der Triaden eine laterale Hemmung der ON- Bipolarzellen durch beachtliche Horizontalzellen stattfindet. Als Mechanismus vermutet er, dass der Glutathathaushalt innerhalb der Triaden, der wiederum ursächlich für die Erregung der Bipolarzellen ist, durch die Horizontalzellen beeinflusst wird. Die OFF- Bipolarzellen, die flach am Rezeptorfuß ansetzen, sind von diesem Effekt nicht betroffen. v. Campenhausen et al. entwickelten daraus ein einfaches Modell eines BY-Gegenfarbkanals (siehe Abb. 7-22). Die in dieser Arbeit ermittelten Reaktionszeiten liegen deutlich über den von v. Campenhausen gemessenen Werten, sind aber in sehr guter Übereinstimmung mit den Ergebnissen anderer Autoren (Courtney 1991). Trotz dieses Unterschieds in den Wirkzeiten könnte der von v. Campenhausen beschriebene Mechanismus einen Hinweis darauf geben, wie und wo eine Signalinvertierung geschehen könnte, ohne dass ein direkter inhibitorischer Einfluss in den Horizontalzellen messbar ist.

## 7.6 Ergebnisse zu Fehlsichtigkeiten

Für einen der Probanden (GE) ist eine eingeschränkte Grün-Rot-Wahrnehmung nachgewiesen worden. Diese Deuteranomalie sollte Auswirkungen auf die Simulationsparameter für die Messungen der Probanden haben. Wie in Deeb 1992 und Deeb 2005 beschrieben, sind die meisten Störungen der Rot-Grün-Wahrnehmung auf Unterschiede in den Absorptionsspektren der Zapfenpigmente zurückzuführen (siehe 6.3.2). Neben dem Rezeptorverhältnis wurde deshalb die Absorptionsmaxima der Zapfenpigmente für S-, M- und L-Zapfen als Parameter für das Modell aufgenommen, um auch diesen genetischen Varianzen Rechnung tragen zu können.

Es ist festzustellen, dass die Simulationsergebnisse für alle Probanden – insbesondere für GE – mit einem konstanten Rezeptorverhältnis S:M:L von 15:51:34 erzielt wurden. Damit scheidet ein vom Normalmaß abweichendes Rezeptorverhältnis zur Erklärung der Deuteranomalie von GE aus. Dieses Verhältnis ist ausschlaggebend für die Gegenfarbfunktionen (siehe 6.2): bleibt das Verhältnis konstant, ändern sich auch die BY- und RG-Kurven nicht. Kurvenform und Lage der Maxima bleiben konstant und entsprechen exakt den im Paulus errechneten Kurven (siehe Abb. 6-7), da hier wie dort die Empfindlichkeitskurven für S-, M- und L-Zapfen entsprechen den durch Estevez korrigierten Daten von Stiles und Burch (Estevez 1982, Stiles and Burch 1955) verwendet wurden.

Im Gegensatz dazu ist bekannt, dass die Anzahl einzelner Zelltypen über einen großen Bereich variieren kann, ohne dass es zu pathologischen Befunden in der Farbwahrnehmung kommt. Eine Auswahl zu diesen Variationen findet sich bei Williams (Williams 2003):

- die Zapfendichte in der Fovea variiert ohne pathologischen Befund in einer Gruppe von 8 Personen mindestens um den Faktor 3;
- die Rate von S- zu M-Rezeptoren bei Makaken kann zwischen 1:1 und 3,8:1 variieren, ohne dass Unterschiede in der Farbdiskriminierung erkennbar sind;
- bei Mäusen eines Stammes kann die Anzahl der Horizontalzellen um den Faktor 2 variieren;
- bei Menschen und Makaken kann die Anzahl der Ganglienzellen zwischen 1,0 und 1,6 Mio. liegen.

Dieser scheinbare Gegensatz zwischen den Ergebnissen anderer Autoren und dieser Arbeit ließe sich dadurch erklären, dass die retinalen Verschaltungen über Gewichtungparameter verfügen, die trotz der großen Variabilität der Eingangsgrößen zu konstanten Verschaltungsergebnissen führen. Unterstützt wird diese Annahme durch Arbeiten, in denen die Farbwahrnehmung von Neugeborenen untersucht wurde (Morone et al. 1990, Banks 1988, Clavadetscher et al. 1988). Es konnte nachgewiesen

---

werden, dass sich sowohl die Fähigkeit zur räumlichen Farbwahrnehmung sowie die Farbdiskriminierung in den ersten Lebensmonaten herausbildet. Besonders deutlich wird dies dadurch, dass die Wahrnehmung der Farbe Gelb erst nach 3 Monaten nachgewiesen werden konnte. Das lässt darauf schließen, dass die retinale Verschaltungen offensichtlich erst nach der Geburt "endgültig" geknüpft und nicht etwa vollständig durch genetische oder pränatale Einflüsse festgelegt sind.

Ein weiteres wichtiges Ergebnis dieser Arbeit ist, dass für alle Simulationen die Lage der Maxima nicht modifiziert werden musste. Zur Erreichung der hier vorgestellten Simulationsergebnisse, eben auch für den deuteranomalen GE, war es also nicht notwendig, genetische Variationen der Zapfenpigmente anzunehmen. Die Richtigkeit der Annahmen zum Modellsystem vorausgesetzt scheiden damit genetische Variationen als Ursache für die Deuteranomalie ebenfalls aus. Diese führen zu einer Verschiebung des Absorptionsmaximums zwischen 3 nm und 12 nm, welches allerdings zu gering sein könnte, um sie im Rahmen der hier durchgeführten Untersuchungen exakt nachzubilden.

Ein Hinweis auf eine mögliche Quelle der Deuteranomalie liegt im Ergebnis der Scannermessungen, in denen eine signifikante Abweichung bei der Simulation der Rot-Messungen zwischen GE und SM auftrat. Zur Simulation der Ergebnisse für SM musste ein 10fach höherer Wert für Teilsystem E angenommen werden als für GE. Teilsystem E wurde mit der Aktivität der Rezeptoren gleichgesetzt. Somit könnte tatsächlich doch die reduzierte Anzahl von L-Zapfen die Ursache für die Deuteranomalie sein, da zwar die Gegenfarbkanäle eine normal starke Antwort liefern, jedoch die direkte Antwort der Rezeptoren bei GE um den Faktor 10 kleiner ist als bei SM.

## 7.7 Vergleich mit früheren FIS-Messungen

Adamczyk und Gemperlein (Adamczyk et al. 1983) hatten den FIS-Stimulus bereits zur Untersuchung der spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges eingesetzt. Sie fanden bei 3 von 4 Probanden ein lokales Maximum bzw. eine Schulter im Kurvenverlauf zwischen 600nm und 650nm. Damals wurde davon ausgegangen, dass die FIS-Antwort die Reaktion der Rezeptoren darstellt. Auf Wellenlängen über 600nm können aber nur noch die L- und M-Zapfen mit den Flanken ihren stark abfallenden Empfindlichkeitskurven reagieren. Diese Reaktion kann jedoch nicht zu einer Schulter in der FIS-Antwort führen.

In dieser Arbeit konnte ebenfalls in verschiedenen Messungen das Auftreten einer Schulter über 600nm beobachtet werden. Deshalb wurde zuerst geprüft, ob es sich dabei nicht um ein erstes Maximum der bei FIS-Antworten auftretenden subharmonischen Antworten handelt. Subharmonische Antworten entstehen für Frequenzen, die sich aus der Differenz zweier Reizfrequenzen ergeben. Das lokale Maximum in der Grün-Geschwindigkeitreihe (siehe Abb. 5-62) entspricht einer "Reaktion" bei 7,25 Hz.

Da aber die minimale FIS-Reizfrequenz 6,75 Hz (entspricht dem langwelliger Spektralbereich, rot) beträgt, die maximale FIS-Reizfrequenz 12,625 Hz (entspricht dem kurzwelliger Spektralbereich, Blau), ergibt sich für die Differenz 5,875 Hz. Eine subharmonische Antwort kann sich also frühestens ab 5,875 Hz finden, was einer Wellenlänge von ca. 920 nm entspricht. Somit kann die Schulter bei 650 nm (entspricht 7,25Hz) nicht aus subharmonischen Frequenzen entstanden sein.

Als Erklärung, nicht nur für die Schulter bei 650nm, sondern auch für Maxima und Kurvenverläufe in vielen anderen Messergebnissen (z.B. für Weiß in Abb. 5-57 und Abb. 5-58) bieten sich die an der FIS-Antwort beteiligten Gegenfarbkanäle an. Gemperlein hatte bereits in früheren Messungen festgestellt, dass sich nicht bei allen Probanden die erwarteten glatten Kurven für die spektrale Empfindlichkeit des Gesamtsystems Retina ergaben. Für einige Probanden wies die FIS-Antwort unterschiedlich viele, jedoch deutlich erkennbare lokale Maxima im betrachteten Spektralbereich zwischen 400nm und 700nm auf.

Nachdem damals die Deutung dieser Unterschiede unklar blieb, bieten die Simulationsergebnisse dieser Arbeit einen Ansatzpunkt zur Interpretation. Offensichtlich tragen die retinalen Teilsysteme der Probanden in unterschiedlichem Maße zur FIS-Antwort bei:

- überwiegen die Antwortanteile der Rezeptoren, ergeben sich relativ glatte Kurven mit einem deutlichen Maximum, dessen Lage sich aus den Anteilen der einzelnen Rezeptoren ergibt, und
- überwiegen die Antwortanteile der komplexen Teilsysteme, also Gegenfarbkanäle und Luminanzkanal, ergeben sich Kurven mit mehreren Maxima, die sich durch Addition der einzelnen Rezeptorempfindlichkeiten nicht erklären lassen.

Einen Hinweis für die Richtigkeit dieser Annahme ergibt sich aus den Ergebnissen der Geschwindigkeitsreihe in 6.6.2. In der zusammenfassenden Darstellung der Simulationsparameter in Abb. 6-36 wird deutlich, dass mit zunehmender Reizgeschwindigkeit der Anteil der komplexen Teilsysteme an der Gesamtantwort deutlich sinkt, während der Anteil der Rezeptoren zunimmt. Gleichzeitig wird die Schulter bei 650nm immer undeutlicher und verschwindet letztlich vollständig (siehe Abb. 5-62). Um diese Hypothese zu prüfen, wurde ein Ergebnis aus Steiner 1984 mit besonders ausgeprägten Maxima durch das in dieser Arbeit verwendeten Modell simuliert.

Die Messung wurde am Probanden AD durchgeführt, das Ergebnis inklusive subharmonischer und höherer Nichtlinearitäten ist in Abb. 5-53 dargestellt. In Abb. 7-23 und Abb. 7-24 sind Amplitude und Phase für den linearen Bereich herauskopiert und gemeinsam mit der Simulation dargestellt. Da das frühere Messergebnis gegen die Antwortfrequenz aufgetragen wurde, ist auch die Simulation entsprechend dargestellt. Niedrige Frequenzen stehen für lange Wellenlängen (Rot), hohe Frequenzen für kurzwellige Spektralanteile (Blau). In Tabelle 38 sind die verwendeten Simulationsparameter aufgelistet. Wie zu erkennen ist, können Amplituden- und Pha-

senverläufe nicht exakt simuliert werden. Dies liegt vor allem daran, dass nicht alle damals verwendeten Messparameter bekannt sind und daher angenommen werden mussten. Die dargestellte Kurve wird ausschließlich durch Antwortkomponenten der komplexeren Teilsysteme BY-, RG- und Luminanzkanal simuliert. Zusätzliche Antwortkomponenten der Rezeptoren führen lediglich zu einer weiteren Verbreiterung des zentralen Maximums bzw. zu einer Reduktion der deutlichen Abgrenzung der Einzelmaxima. Es wird jedoch deutlich, dass es qualitativ sehr gut gelingt, den Amplitudenverlauf mit seinen 3 Maxima nachzubilden. Auch die Phasensimulation bildet den beobachtete Phasensprung von annähernd  $360^\circ$  sehr gut nach.

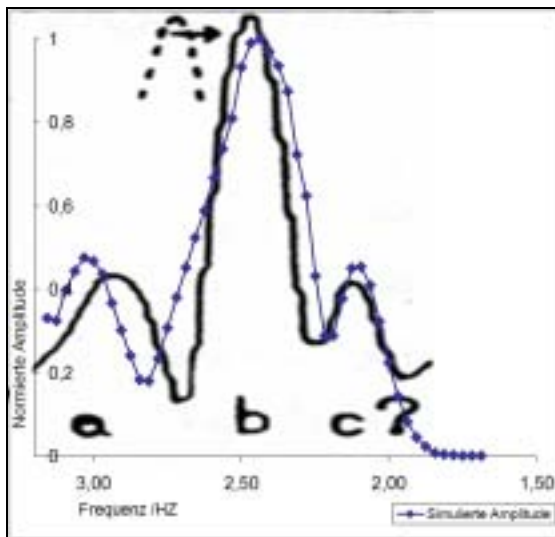


Abb. 7-23: Simulation der Amplitude (Steiner 1984) gegen die Modulationsfrequenz aufgetragen (simu\_ada\_ampl.jpg)

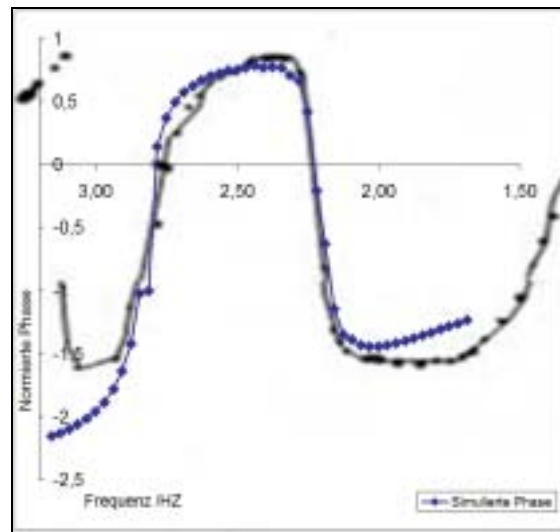


Abb. 7-24: Simulation der Phase (Steiner 1984), gegen die Modulationsfrequenz aufgetragen (simu\_ada\_phas.jpg)

Rezeptor	Delay/ms	Faktor	Rezeptor	Anteil / %
S-Cone	23,0	0,0	S-Cone	15,0
M-Cone	72,0	0,0	M-Cone	51,0
L-Cone	54,0	0,0	L-Cone	34,0
Rods	48,0	0,0	<b>Rezeptor</b>	<b>Maximum / nm</b>
BY	87,0	5,0	S-Cone	420,0
RG	65,0	-44,0	M-Cone	530,0
Lum	69,0	4,0	L-Cone	560,0

Tabelle 38: Parameter zur Simulation der Messung an AD.

Aufgrund dieser Ergebnisse kann davon ausgegangen werden, dass die Antwort von AD in der damaligen Messung sehr deutlich durch die Antwortkomponenten der Gegenfarbkanäle und des Luminanzkanals geprägt ist. Die Ursache für die große Varianz bei der Gewichtung der Einzelkomponenten in den FIS-Antworten bleibt aber unklar.

## 7.8 Zusammenfassung zur Diskussion

Die Ergebnisse der Scannermessungen und der Simulation zeigen, dass mindestens 5 verschiedene Teilsysteme Antwortkomponenten zur Scannerantwort beitragen. Als physiologische Entsprechung werden Stäbchen, Zapfen, Pupille sowie zwei Gegenfarbkanäle vermutet. Auf Basis dieser Annahme sind Sprünge im Phasenverlauf klar den antagonistisch wirkenden Größen der Gegenfarbkanälen zuzuordnen. Außerdem deckt sich diese Annahme mit der Beobachtung, dass der Einfluss der den Zapfen zugeordneten Teilsystemen direkt proportional zur Lichtstärke ist. Neben den Ergebnissen der Scannersimulation deuten Erkenntnisse aus der Augenheilkunde und frühere Messungen darauf hin, dass in der FIS-Antwort nicht nur die Reaktion der Rezeptoren zu sehen ist, sondern auch komplexe Verarbeitungsschritte beobachtet werden. Der Ursprung der FIS-Antwort konnte auf den Bereich der äußeren Retina (OPL) eingegrenzt werden.

Auf der Basis dieser Ergebnisse wurde ein Modell zur Simulation von FIS-Reizen erstellt. Als Komponenten für die Simulation von Amplituden- und Phasenantworten konnten Zapfen, Stäbchen, RG- und BY-Gegenfarbkanal sowie der Luminanzkanal verwendet werden. Jeder Komponente konnte über eine spezifische Verzögerung und eine Gewichtunggröße beeinflusst werden. Weiterhin wurden Lichtstärke, Rezeptorverteilung und Rezeptormaximum variiert. Mit diesen Parametern wurden achromatische und farbige FIS-Reize bei unterschiedlichen Reizgeschwindigkeiten simuliert. Einige Aspekte wie die frequenzabhängige Änderung der Latenz von Center-Surround-Systemen und die Modulation der Teilsysteme durch die nicht vollständig unterdrückte Pupillenreaktion blieben in dem Modell unberücksichtigt. Damit können einige der Fälle erklärt werden, in denen keine exakte, quantitative, sondern nur eine qualitative Simulation möglich war.

Trotz bekannter Fehlsichtigkeit eines Probanden konnten alle Messungen mit einem konstanten Rezeptorverhältnis S:M:L von 15:51:34 simuliert werden. Dieses Ergebnis stimmt mit der Beobachtung überein, dass die Anzahl der retinalen Zellen jeweils deutlich variieren kann, ohne dass pathologische Befunde auftreten. Wegen der kleinen Stichprobe kann keine eindeutige Aussage zu einem Zusammenhang gemacht werden. Es scheint aber so zu sein, dass sich die anomalen Farbwahrnehmungen (Prot-, Deuter- und Tritanomalie) in veränderten Reaktionszeiten manifestieren.

Durch das FIS-Modell konnten frühere Messungen neu bewertet werden. Offensichtlich schwanken die Anteile der FIS-Teilsysteme an der Gesamtantwort zwischen den Probanden stark. Ein besonders auffälliges Beispiel einer FIS-Antwort konnte für Amplituden- und Phasenspektrum simuliert werden, indem der Anteil der Rezeptoren an der Gesamtantwort vollständig unterdrückt wurde, so dass lediglich die komplexen Kanäle für RG, BY und Luminanz Anteile beisteuern.

Anhand der Simulation der FIS-Antworten konnte gezeigt werden, dass sich eine Vielzahl von qualitativen und quantitativen Aussagen zur Funktion der Retina machen

lassen, die auch für die klinische Forschung von Bedeutung sind. So können die Reaktionen der unterschiedlichen retinalen Schichten genauer als mit den bisherigen Methoden bestimmt werden. Wird die aktuelle Versuchsanordnung bezüglich verschiedener Beschränkungen (z.B. Messdauer, Kopplung von Wellenlänge und Phasenlage) erweitert und angepasst, werden noch einmal genauere Aussagen zu retinalen Funktionen möglich. Außerdem steckt ein großes Potential in der Kopplung des FIS-Reizes mit anderen Techniken (z.B. silent substitution) und der detaillierten Untersuchung der nichtlinearen Amplituden- und Phasenantworten.

---



## 8 Nachwort

Diese Arbeit wurde im Zeitraum von Ende 1991 bis Ende 2007 unter der Leitung von Prof. Dr. Roland Gemperlein am Zoologischen Institut der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt. Viele Personen haben zur Umsetzung dieser Arbeit beigetragen, sei es durch fachliche Diskussionen, computertechnische Hilfestellung, tatkräftige Mitwirkung als "Versuchskaninchen" oder schlicht die Unterstützung und Motivation, um trotz vieler Schwierigkeiten diese Arbeit abzuschließen. Mein Dank für diese Hilfe gilt (in alphabetischer Reihenfolge)

Erika Haas, Martin Hess, Cathrin Hill, Jürgen Hillebrand, Joachim Huth, Uli Kasch, Marcus Mosenheuer, Karl Moser, Andreas Obering, Ullrich Smola, Edith Obermaier, Thilo von Wisselt und Stephan Zaunbrecher.

Mein besonderer Dank gilt Hr. Prof. Gemperlein, der mich in idealer Weise all die Jahre betreute und nicht nur die fachlichen Entwicklungen mit großem Interesse und viel Anteilnahme begleitete. Er hatte immer ein offenes Ohr für die aktuellen Probleme und aus den Diskussionen mit ihm sind entscheidende Anregungen für meine Arbeit entstanden.

Und ich danke meinen Kindern. Das Projekt zu deren Aufzucht und Pflege dauert bereits ebenso lange wie diese Arbeit und ändert sich ständig: Sie treiben mich an, halten mich jung und mit ein bisschen Glück schaffe ich auch den Dr. rer. patris noch.

---



## 9 Verzeichnisse

### 9.1 Abbildungen

Abb. 3-1: Antwortkurven der 3 Farbrezeptoren im menschlichen Auge nach (a) Hecht, 1934 und (b) Thomson and Wright 1953 (aus Hurvich 1981, S. 121).....	8
Abb. 3-2: Farbkreis nach Herings Gegenfarbtheorie .....	9
Abb. 3-3: Oben,; Mikrospektralphotometrische Bestimmung der Rezeptorempfindlichkeiten (aus DeMarco, 1992) .....	11
Abb. 3-4: Rechts, Mono-, bi- und triphasische Reaktion von Horizontalzellen im Karpfen (Toyoda 1982).....	11
Abb. 3-5: Rechts, Foto von Santiago Ramón y Cajal (aus <a href="http://webvision.med.utah.edu/OPL2.html">webvision.med.utah.edu/OPL2.html</a> ).....	13
Abb. 3-6: Oben, Originalzeichnung Cajals von 1892 (aus <a href="http://webvision.med.utah.edu/OPL2.html">webvision.med.utah.edu/OPL2.html</a> ) .....	13
Abb. 3-7: Schematischer Aufbau der menschlichen Retina. Inner limiting membran (ilm); ganglion cell layer (GCL); inner plexiform layer (IPL), inner nuclear layer (INL); outer plexiform layer (OPL); outer nuclear layer (ONL) outer limiting membran (olm); Pigmentepithel (pe); Choriocapilaris (cc); Zapfen (Z); Stäbchen (S); innere Horizontalzellen (IH); äußere Horizontalzellen (äH); Bipolarzellen (B); Amacrinzellen (A); Interplexiformzellen (I); Ganglienzellen (G) aus:Chihak 1984. ....	14
Abb. 3-9: Verteilung von Zapfen und Stäbchen entlang eines horizontalen Meridians der menschlichen Retina. (Zapfen_Stäbchen_verteilung.jpg, Hurvich 1982, S. 117) .....	15
Abb. 3-10: Kennlinie von Zapfen und Stäbchen des Mudpuppy, ermittelt aus der Rezeptorantwort auf 550nm-Blitze (weiße Symbole: Individuum1, schwarze Symbole: Individuum 2), aus Dowling 1973.....	15
Abb. 3-11: Funktionale Typen von Horizontalzellen beim Menschen, Erläuterungen siehe Text (HCtypes.jpg, aus <a href="http://webvision.med.utah.edu">webvision.med.utah.edu</a> ) .....	16
Abb. 3-12: Verschaltung der funktionalen H-Zellen, Erläuterungen siehe Text (H1-3sch.jpg, aus <a href="http://webvision.med.utah.edu">webvision.med.utah.edu</a> ) .....	16
Abb. 3-13: oben, Schematische Darstellung einer sog. Triade. In der Invagination im Zapfenfuß enden Dendriten von Horizontalzellen (HC) sowie On- und Off-Bipolarzellen (BC). Zusätzlich sind die Synapsenarten angegeben (newtriad.jpg, aus Dacey 1996). ....	17
Abb. 3-14: rechts, Morphologie und Mosaikanordnung von H1- und H2-Zellen. (a) H1-Zellen, große Zellkörper, relative dicke, gerade Dendriten. (b) H2-Zellen mit kleinen Zellkörpern und meandrierendem Dendritennetzwerk (aus Dacey 1996).....	17
Abb. 3-15: Physiologie und Morphologie der H1-Zellen. Deutlich erkennbar sind als weiße Punkte die Zapfen. Die darin sichtbaren schwarzen Punkte sind Dendriten-Haufen, die die Zapfen enervieren. Die drei weißen Punkte sind demnach S-Zapfen, die nicht von H1-Zellen enerviert werden (dachc1.jpg, aus Dacey1996).....	17
Abb. 3-16: Physiologie und Morphologie der H2-Zellen. Die weiß erkennbaren Punkte sind Zapfen(Wahrscheinlich M- und L-Zapfen), die durch die H2-Dendriten nur wenig enerviert sind. Die drei gekennzeichneten Zapfen sind dagegen dicht enerviert, was darauf hindeutet, dass es sich um S-Zapfen handelt.(dachc1.jpg, aus Dacey1996).....	17
Abb. 3-17:Verschiedene Arten von Bipolarzellen und ihr Beitrag zu ON- und Off-Reaktionen in der Retina. ....	18
Abb. 3-18: Ausprägungen von Müllerzellen bei verschiedenen Wirbeltieren.....	20
Abb. 3-19: Regelung des K <sup>+</sup> Haushalts durch die Müllerzellen in der gesamten Retina über die retinale Vitreusgrenze hinweg und lokal in der IPL (Reichenbach 1995 und Newman 1989) .....	20
Abb. 3-20:Schematische Darstellung der Anordnung von Müllerzellen zu den anderen retinalen Neuronen ((aus <a href="http://webvision.med.utah.edu">webvision.med.utah.edu</a> ). ....	20

Abb. 4-1: Versuchsperson mit eingelegter ERGjet Corneaelektrode.....	25
Abb. 4-2: Reizantworten eines Modellsystems mit quadratisch nichtlinearem Antwortverhalten bei unterschiedlichen Reizbandbreiten mit $f_1$ als untere und $f_2$ als obere Grenzfrequenz . a: $f_2 < 2 \cdot f_1$ ; b: $f_2 = 2 \cdot f_1$ ; c: $f_2 > 2 \cdot f_1$ (aus Steiner 1984).....	26
Abb. 4-3: Aufbau zu Scannermessungen: 1 Lampengehäuse; 2 Ausblendung von Infrarotlicht, 3 Scannerhalterung, 4 Scannergitter mit Stellwerk, 5 Halterung für Verlaufs- und Graufilter, 6 Halterung für Lichtleiter, 7 Lichtleiter.....	27
Abb. 4-4: Schematische Darstellung des optischen Aufbaus: 1 Lampengehäuse; 2 Ausblendung von Infrarotlicht, 3 Halterung, 4 Scannergitter mit Stellwerk, 5 Halterung für Verlaufs- und Graufilter, 6 Halterung für Lichtleiter, 7 Lichtleiter .....	27
Abb. 4-5: Kopfstütze mit Ulbrichtkugel: 1 höhenverstellbare Kinnstütze, Lichtleiter vom Scanner, 3 Stirnstütze, 4 Ulbrichtkugel mit Diffusor (innen oben) und Referenzdiode (innen links oben), 5 Verstärker für Referenzsignal .....	29
Abb. 4-6: Schematische Darstellung des elektronischen Aufbaus: Corneaelektrode (1), Differentelektrode (2), Erdung (3), Vorverstärker des Referenzsignals (4), Vorverstärker Reizantwort (5), Trennverstärker (6), Bandpassfilter (7), Rechnersystem zur Erfassung (8), Datenspeicher (9), Ansteuerung des Scanners (10).....	29
Abb. 4-7: Schematische Darstellung der Ulbrichtkugel: 1 Ulbrichtkugel, 2 Lichtleiter, 3 Diode für Referenzsignal, 4 Diffusor, 5 Verstärker für Referenzsignal, 6 Auge mit Corneaelektrode, 7 Stromversorgung, 8 verstärktes Referenzsignal zur Erfassung, 9 Signalantwort zur Verstärkung und Erfassung.....	30
Abb. 4-8: Amplitudenauswertung der Scannermessungen. Die für die entsprechenden Reize erfassten Reaktionen wurden fouriertransformiert. Aus den resultierenden Amplituden (Zeile Einzelamplituden) wurden für die jeweiligen Reizfrequenzen die Amplitudenkomponenten zu der Gesamtamplitude zusammengefasst.....	31
Abb. 4-9:Gegendarstellung der Farborte des FIS-Reizes mit einer idealen Lichtquelle mit linearem, weißen Spektrum (Lindermeier 1994).....	34
Abb. 4-10: Farborte des FIS-Reizes in einer CIE-XYZ-Normfarbtafel (Lindermeier 1994) .....	34
Abb. 4-11: Beispiel für ein Interferogramm über 32 Referenzlaserperioden, 512 Messpunkte. (if_beispiel.jpg) .....	35
Abb. 4-12: Das in dieser Arbeit verwendete Michelson Interferometer: 1 piezokeramischer Translator; 2 Parallelrahmen für Spiegelaufhängung; 3 Strahlenteiler; 4 fixierter Spiegel; 5 beweglicher Spiegel; 6 Justierschrauben des stationären Spiegels zur Ausrichtung der Spiegelebene; 7 Referenzlaser; 8 Lichteintritt; 9 Lichtaustritt; 10 Photoelement zur Erfassung des Lasersignals; 11 Heizdecke (if_offen2.jpg) .....	36
Abb. 4-13: Schematischer Aufbau des verwendeten Michelson-Interferometers: 1 fester Spiegel, 2 bewegter Spiegel, 3 Linsen, 4 Strahlenteiler, 5 Lichtquelle, 6 Lochblende, 7 Lichtleiter (Interferometer.jpg) .....	37
Abb. 4-14: Hysterese des verwendeten Geräts. Aufgetragen ist die Anzahl der Laserwellenlängen-Perioden als Maß für den zurückgelegten Weg gegen die angelegte Spannung in Volt. Die Beschriftung gibt den für die jeweiligen Kurven Beginn und Ende der Bewegung in Volt an (hysterese1.jpg).....	38
Abb. 4-15: Ungeregelte und geregelte Interferometer-Bewegung. (regelung1.jpg).....	39
Abb. 4-16: Hysterese des Interferometers in Abhängigkeit von der Bewegungsgeschwindigkeit (Hysterese2.jpg).....	40
Abb. 4-17: Darstellung der Aufbereitungsschritte einer FIS-Messung. Die blau unterlegten Kästen stellen Ergebnisse dar, die in dieser Arbeit verwendet werden.....	43
Abb. 4-18: Schematische Darstellung der um die konstante Phase $\phi$ verzögerten Systemantwort auf einen FIS Reiz ..	45
Abb. 4-19: Phasenantwort der Reaktion aus Abb. 4-18.....	45
Abb. 4-20: Amplitude der Reaktion aus Abb. 4-18.....	45
Abb. 4-21: Vektoriellen Addition zweier Teilsysteme .....	45
Abb. 4-22: Cosinusanteil der Antwort.....	47
Abb. 4-23: Sinusanteil der Antwort.....	47
Abb. 4-24: links oben, Amplitudenspektrum der Antwort .....	47
Abb. 4-25: oben, Beispiel für eine komplexe FIS-Antwort.....	47
Abb. 4-26: links, Phasenspektrum der Antwort.....	47
Abb. 5-1: Frequenzabhängiges Antwortverhalten mit nicht fixierter Pupille auf Ganzfeldreizung; gefüllte Punkte: lineare Antwortkomponente; Kreuze: nichtlineare Antwortkomponente (aus Baker 1984).....	50
Abb. 5-2: Frequenzabhängiges Antwortverhalten mit fixierter Pupille bei Ganzfeldreizung; gefüllte Punkte: lineare Antwortkomponente; Kreuze: nichtlineare Antwortkomponente (aus Baker 1984).....	50

Abb. 5-3: Absolute Reizantwort für fixierte und nicht fixierte Pupille, Reizfrequenz 2-3 Hz (ge_dilNoDil_abs.gif).....	51
Abb. 5-4: Relative Reizantwort für fixierte und nicht fixierte Pupille, Reizfrequenz 2-3 Hz (ge_dilNoDil_rel.gif) .....	51
Abb. 5-5: Normierte Amplitudenantwort mit fixierter und nicht fixierter Pupille für GE (GE_DiNoDil_Ampl.gif).....	51
Abb. 5-6: Phasenantwort für GE, fixierte und nicht fixierte Pupille (GE_DiNoDil_Phase.gif).....	51
Abb. 5-7: Lineare und nichtlineare Differenz der absoluten Antwortamplituden für fixierte und nicht fixierte Pupille .....	51
Abb. 5-8: Differenz der Phasenantworten von fixierter zu nicht fixierter Pupille. ....	51
Abb. 5-9: Frequenzabhängige Amplituden der für die Simulation von GE verwendeten Systeme (SIM_GE_A-E_weiss.gif).....	54
Abb. 5-10: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit Weißlicht (SIM_GE_Ampl_weiss.gif).....	55
Abb. 5-11: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit Weißlicht (SIM_GE_Phase_weiss.gif) .....	55
Abb. 5-12: Amplituden der für die Simulation von GE verwendeten Systeme in Abhängigkeit von der Frequenz (SIM_GE_A-E_weiss_nichtweit.gif) .....	55
Abb. 5-13: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit Weißlicht (SIM_GE_Ampl_weiss_nodil.gif).....	56
Abb. 5-14: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit Weißlicht (SIM_GE_Phase_weiss_nodil.gif).....	56
Abb. 5-15: Antwort von GE und SM für 2-3 Hz, jeweils mit fixierter Pupillen (ge_sm_dilated_abs.jpg).....	58
Abb. 5-16: Frequenzabhängige Antwortamplitude von GE und SM auf weißes Reizlicht (SM_GE_Ampl_weiss.gif) .....	58
Abb. 5-17: Frequenzabhängige Phasenantwort von GE und SM auf weißes Reizlicht (SM_GE_Phase_weiss.gif) .....	58
Abb. 5-18: Amplituden der für die Simulation von SM verwendeten Systeme in Abhängigkeit von der Frequenz (SIM_SM_A-E_weiss.gif) .....	59
Abb. 5-19: Simulation der Antwortamplitude von SM auf Messung mit Weißlicht (SIM_SM_Ampl_weiss.gif).....	59
Abb. 5-20: Simulation der Antwortphasen von SM auf Messung mit Weißlicht (SIM_SM_Phase_weiss.gif) .....	59
Abb. 5-21: Transmission der Filter zur Messung mit farbigem Reizlicht und normierte Empfindlichkeit der Rezeptoren (Verlaufsfiterkurven1.jpg).....	61
Abb. 5-22: Amplitudenantwort für 5 Versuchspersonen auf blaues Reizlicht (All_blaue_Ampl.gif).....	62
Abb. 5-23: Phasenantwort für 5 Versuchspersonen auf blaues Reizlicht (All_Blaue_Phase.gif) .....	62
Abb. 5-24: Amplituden der Simulations-Teilsysteme für GE in Abh. von der Frequenz (SIM_GE_A-D_blaue.gif).....	63
Abb. 5-25: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM_GE_Ampl_blaue.gif).....	63
Abb. 5-26: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM_GE_Phase_blaue.gif).....	63
Abb. 5-27: Amplituden der für die Simulation verwendeten Systeme abh. von der Frequenz (SIM_SM_A-D_blaue.gif).....	64
Abb. 5-28: Simulation der Antwortamplitude von SM auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM_SM_Ampl_blaue.gif).....	64
Abb. 5-29: Simulation der Antwortphasen von SM auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM_SM_Phase_blaue.gif) .....	64
Abb. 5-30: Amplituden zur Simulation von WI verwendeten Systeme abhängig. von der Frequenz (SIM_WI_A-E_blaue.gif).....	65
Abb. 5-31: Simulation der Antwortamplitude von WI auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM_WI_Ampl_blaue.gif).....	65
Abb. 5-32: Simulation der Antwortphasen von WI auf Messung mit blauem Reizlicht (SIM_WI_Phase_blaue.gif) .....	65
Abb. 5-33: Faktoren der Teilsysteme A – E für GE, SM und WI (Scan_Param_blaue.gif) .....	66
Abb. 5-34: Verzögerungen der Teilsysteme A – E für GE, SM und WI (Scan_Delay_blaue.gif) .....	66
Abb. 5-35: Amplituden zur Simulation von GE verwendeten Systeme abhängig. von der Frequenz (SIM_GE_A-E_gruen.gif).....	67
Abb. 5-36: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit grünem Reizlicht (SIM_GE_Ampl_gruen.gif) .....	67
Abb. 5-37: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit grünem Reizlicht (SIM_GE_Phase_gruen.gif) .....	67
Abb. 5-38: Amplituden zur Simulation von SM verwendeten Systeme abhängig. von der Frequenz (SIM_SM_A-E_gruen.gif).....	68
Abb. 5-39: Simulation der Antwortamplitude von SM auf Messung mit grünem Reizlicht (SIM_SM_Ampl_gruen.gif).....	68
Abb. 5-40: Simulation der Antwortphasen von SM auf Messung mit grünem Reizlicht (SIM_SM_Phase_gruen.gif).....	68

Abb. 5-41: Simulationsfaktoren der Teilsysteme A – E für GE und SM für blaues reizlicht (Scan_Param_blaue.gif).....	69
Abb. 5-42: Verzögerungen der Teilsysteme A – E zur Simulation von GE und SM bei grünem Reizlicht (Scan_Delay_gruen.gif).....	69
Abb. 5-43: Amplituden zur Simulation von GE verwendeten Systeme abhängig. von der Frequenz (SIM_GE_A-E_rot.gif).....	70
Abb. 5-44: Simulation der Antwortamplitude von GE auf Messung mit rotem Reizlicht (SIM_GE_Ampl_rot.gif).....	70
Abb. 5-45: Simulation der Antwortphasen von GE auf Messung mit rotem Reizlicht (SIM_GE_Phase_rot.gif).....	70
Abb. 5-46: Amplituden der zur Simulation von SM verwendeten Systeme abhängig. von der Frequenz (SIM_SM_A-E_rot.gif).....	71
Abb. 5-47: Simulation der Antwortamplitude von SM auf Messung mit rotem Reizlicht (SIM_SM_Ampl_rot.gif).....	71
Abb. 5-48: Simulation der Antwortphasen von SM auf Messung mit rotem Reizlicht (SIM_SM_Phase_rot.gif).....	71
Abb. 5-49: Simulationsfaktoren der Teilsysteme A – E für rotes Licht (Scan_Param_rot.gif).....	72
Abb. 5-50: Verzögerungen der Teilsysteme A – E für rotes Reizlicht (Scan_delay_rot.gif).....	72
Abb. 5-51: Amplituden zur Helligkeitsreihe von SM mit grünem Reizlicht (Scan_Helligkeitsreihe_Ampl.jpg).....	73
Abb. 5-52: Phasen zur Helligkeitsreihe von SM mit grünem Reizlicht (Scan_Helligkeitsreihe_Phase.jpg).....	73
Abb. 5-53: Amplituden- und Phasenverlauf (aus Steiner 1984).....	79
Abb. 5-54: Verlauf der Phasenantwort modulo 360 verschoben (nach Steiner 1984, Steiner_phase2.jpg).....	79
Abb. 5-55: Änderung der spektralen Empfindlichkeit von GE bei zunehmender Reizstärke aus früherer Messung ( aus Gemperlein, 1972; purkinje_ge4.gif).....	80
Abb. 5-56: Skotopische und photopische spektrale Empfindlichkeit (purkinje1.gif).....	81
Abb. 5-57: Änderung der spektralen Empfindlichkeit von GE bei zunehmender Helligkeit (purkinje_ge2.gif).....	81
Abb. 5-58: Spektrale Empfindlichkeit von JH bei unterschiedlicher relativer Reizstärke (Purkinje_JH1.gif).....	82
Abb. 5-59: Transmission der Filter zur FIS-Messung mit farbigem Reizlicht und normierte Empfindlichkeit der Rezeptoren (fis_filterkurven.jpg).....	83
Abb. 5-60: Amplituden zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Blaufilter (fis_ge_srow_blue_ampl.jpg).....	85
Abb. 5-61: Phasen zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Blaufilter (fis_ge_srow_blue_phase.jpg).....	85
Abb. 5-62: Amplitudenspektrum zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS + Grünfilter (fis_ge_srow_green_ ampl.jpg).....	86
Abb. 5-63: Phasenspektrum zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Grünfilter (fis_ge_srow_green_phase.jpg).....	86
Abb. 5-64: Amplitudenspektrum zur Helligkeitsreihe für GE mit FIS+Grünfilter (fis_ge_lrow_green_ ampl.jpg).....	87
Abb. 5-65: Phasenspektrum zur Helligkeitsreihe für GE mit FIS+Grünfilter (fis_ge_lrow_green_phase.jpg).....	87
Abb. 5-66: Amplitudenspektrum zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Rotfilter (fis_ge_srow_red_ ampl.jpg).....	88
Abb. 5-67: Phasenspektrum zur Geschwindigkeitsreihe für GE mit FIS+Rotfilter (fis_ge_srow_red_ phase.jpg).....	88
Abb. 6-1: Versuchsaufbau zur CSD-Messung (aus Baker et. al. 1988, CSD_002.jpg).....	93
Abb. 6-2: Zusammenfassendes Schema der CSD-Analyse der Primatenretina für uniform field und pattern Stimuli (Baker 1988, CSD_001.jpg).....	93
Abb. 6-3: Cosinus- und Sinusanteile der CSD-Antwort auf Ganzfeld- und Musterreize und ihre Entstehungsorte in der Primatenretina (aus Baker et. al. 1988, CSD_003.jpg).....	93
Abb. 6-4: Darstellung von F1-Wirkorten der in Tabelle 23 aufgeführten Krankheitsbilder (Patho_F1.jpg).....	95
Abb. 6-5: Darstellung von F2-Wirkorten der in Tabelle 23 aufgeführten Krankheitsbilder (Patho_F2.jpg).....	95
Abb. 6-6: Darstellung des Zusammenhangs zwischen zufälliger Rezeptorverteilung, der Center-Surround-Gewichtung sowie dem effektiven Signal (aus Paulus und Paulus-Kröger 1982, PaulusPaulus1.jpg).....	97
Abb. 6-7: Darstellung der Gegenfarbkanäle BY (Blau-Gelb) und RG (Rot-Grün) sowie des Luminanzkanals N, die sich zwingend aus den Annahmen von Paulus und Paulus-Kröger ergeben (paulus_ColorChannels1.jpg).....	97
Abb. 6-8: Zeitliche Kontrastsensitivität für verschiedenen Beleuchtungsstärken (aus webvision.med.utah.edu /imageswv/KallTemp11.JPG).....	99
Abb. 6-9: Beispiel für die dynamische Kontrastvertärkung (aus Lee, Dacey, Smith and Pokorny 1999, DynAmpl_2.jpg).....	99

Abb. 6-10: Rot- und Grün-Hybridgene mit Variationen in den Exons 1-6 und $\lambda_{\max}$ (aus Deeb 2005, deeb1.jpg).....	100
Abb. 6-11: Spektren der Rot- bzw. Grünserien von Genvariationen (aus Deeb 2005, deeb2.jpg) .....	100
Abb. 6-12: Durch homologe, aber ungleiche Rekombination in einer intergenen Region verändert sich die Zahl der Grüngene. (aus Deeb 2005, deeb5.jpg).....	101
Abb. 6-13: Intragene Rekombination führt zu hybriden Genen und führt zu deuteranomaler bzw. protanomaler Farbwahrnehmung (aus Deeb 2005, deeb6.jpg). .....	101
Abb. 6-14: Oben: Lage von locus control region (LCR), Rot- und Grünengen (aus Deeb 2005, deeb3.jpg).....	101
Abb. 6-15: Rechts: Absorptionsspektren von Personen mit Farbfehlsichtigkeiten (aus Deeb 2005, deeb4.jpg).....	101
Abb. 6-16: Oberfläche zur Simulation der FIS-Antwort (zur Erläuterung der GUI-Bereiche siehe Text, Modell_GUI.jpg) .....	104
Abb. 6-17: Links, Teil der Benutzeroberfläche zur Einstellung allgemeiner Parameter.....	105
Abb. 6-18: Ausschnitt aus der Benutzeroberfläche zur Darstellung von gemessenen und simulierten Daten (Modell_GUI3.jpg).....	105
Abb. 6-19: Links, Parameter zur Darstellung sowie Zusammensetzung der simulierten Antwort (Modell_GUI4.jpg). ...	106
Abb. 6-20: Beispiel für Tabellenblätter des Excelmodells ( am unteren Rand des Bildschirmausschnitts, tabs.jpg).....	107
Abb. 6-21: Simulation der Amplitude zum Purkinje-Shift bei niedriger Helligkeit (purkinje_jh1_amplsimu.jpg).....	109
Abb. 6-22: Simulation der Phase zum Purkinje-Shift bei niedriger Helligkeit (purkinje_jh1_phassimu.jpg).....	109
Abb. 6-23: Amplitude mittlere Helligkeit (purkinje_jh2_amplsimu.jpg).....	109
Abb. 6-24: Simulation der Phase zum Purkinje-Shift bei mittlerer Helligkeit (purkinje_jh2_phassimu.jpg).....	109
Abb. 6-25: Simulation der Amplitude zum Purkinje-Shift bei großer Helligkeit (purkinje_jh3_amplsimu.jpg) .....	109
Abb. 6-26: Simulation der Phase zum Purkinje-Shift bei großer Helligkeit (purkinje_jh3_phassimu.jpg).....	109
Abb. 6-27: Parameter zur Simulation der Purkinje-Shift bei HI (purkinje_hi_params.jpg) .....	110
Abb. 6-28: Amplitudensimulation bei 32Hz Steuerfrequenz (Speedrow_GE32_ampl.jpg) .....	111
Abb. 6-29: Phasensimulation bei 32Hz Steuerfrequenz (Speedrow_GE32_phas.jpg).....	111
Abb. 6-30: Amplitudensimulation bei 64Hz Steuerfrequenz (Speedrow_GE64_ampl.jpg) .....	111
Abb. 6-31: Phasensimulation bei 64Hz Steuerfrequenz (Speedrow_GE64_phas.jpg).....	111
Abb. 6-32: Amplitudensimulation bei 128Hz Steuerfrequenz (Speedrow_GE128_ampl.jpg) .....	112
Abb. 6-33: Phasensimulation bei 128Hz Steuerfrequenz (Speedrow_GE128_phas.jpg).....	112
Abb. 6-34: Amplitudensimulation bei 256Hz Steuerfrequenz (Speedrow_GE256_ampl.jpg).....	112
Abb. 6-35: Phasensimulation bei 256Hz Steuerfrequenz (Speedrow_GE256_phas.jpg).....	112
Abb. 6-36: Parameter zur Simulation der Geschwindigkeitsreihe bei GE (Speedrow_ge_params.jpg) .....	112
Abb. 6-37: Rel. Leuchtstärke $2,6 \cdot 10^{-5}$ , Messung und Simulation der Amplitude (lumrow_GE_1_ampl.jpg).....	114
Abb. 6-38: Rel. Leuchtstärke $2,6 \cdot 10^{-5}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_1_phas.jpg).....	114
Abb. 6-39: Rel. Leuchtstärke $2,1 \cdot 10^{-4}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_2_ampl.jpg).....	114
Abb. 6-40: Rel. Leuchtstärke $2,1 \cdot 10^{-4}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_2_phas.jpg).....	114
Abb. 6-41: Rel. Leuchtstärke $1,8 \cdot 10^{-3}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_3_ampl.jpg).....	114
Abb. 6-42: Rel. Leuchtstärke $1,8 \cdot 10^{-3}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_3_phas.jpg).....	114
Abb. 6-43: Rel. Leuchtstärke $7,2 \cdot 10^{-3}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_4_ampl.jpg).....	114
Abb. 6-44: Rel. Leuchtstärke $7,2 \cdot 10^{-3}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_4_phas.jpg).....	114
Abb. 6-45: Rel. Leuchtstärke $2,8 \cdot 10^{-2}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_5_ampl.jpg).....	115
Abb. 6-46: Rel. Leuchtstärke $2,8 \cdot 10^{-2}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_5_phas.jpg).....	115
Abb. 6-47: Rel. Leuchtstärke $6,0 \cdot 10^{-2}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_6_ampl.jpg).....	115
Abb. 6-48: Rel. Leuchtstärke $6,0 \cdot 10^{-2}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_6_phas.jpg).....	115
Abb. 6-49: Rel. Leuchtstärke $2,4 \cdot 10^{-1}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_7_ampl.jpg).....	115

Abb. 6-50: Rel. Leuchtstärke $2,4 \cdot 10^{-1}$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_7_phas.jpg).....	115
Abb. 6-51: Rel. Leuchtstärke $1,0 \cdot 10^0$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_8_ampl.jpg).....	115
Abb. 6-52: Rel. Leuchtstärke $1,0 \cdot 10^0$ , Messung und Simulation der Phase (lumrow_GE_8_phas.jpg).....	115
Abb. 6-53: Normierte Parameter zur Simulation der Helligkeitsreihe bei GE (lumrow_ge_params.jpg).....	116
Abb. 7-1: Phasenverlauf für unterschiedliche Reizfarben (aus Abraham 1985, abraham85_1.jpg) .....	120
Abb. 7-2: Phase von SM und Simulation für grünes Reizlicht (SIM_SM_phas_gruen.jpg) .....	121
Abb. 7-3: Phase von SM und Simulation für rotes Reizlicht (SIM_SM_phas_rot.jpg) .....	121
Abb. 7-4: Verhältnis von Center-Surround-Reaktion in Abhängigkeit von der Reizfrequenz (aus Zrenner 1983, S.97/98, CenterSurroundlatency1.jpg) .....	121
Abb. 7-5: Abhängigkeit der Latenzen von Center- und Surroundreaktion in Abhängigkeit von der Reizfrequenz (aus Zrenner 1983, S.97/98, CenterSurroundLatency3.jpg) .....	121
Abb. 7-6: Amplitudenantworten bei 3Hz zur Helligkeitsreihe von SM mit grünem Reizlicht (Scan_Lum_Ampl_3Hz.jpg) .....	122
Abb. 7-7: Amplitudenantworten bei 31Hz zur Reihe von SM mit grünem Reizlicht (Scan_Lum_Ampl_31Hz.jpg) .....	122
Abb. 7-8: Übertragungsfunktion von Stäbchen und Zapfen in Abhängigkeit von der Beleuchtung (aus Dowling 1974). 123	
Abb. 7-9: Simulationsparameter zur Scanner-Helligkeitsreihe aus 5.1.6 (siehe Tabelle 18). (lumrowScan_SM_params.jpg).....	128
Abb. 7-10: Verschiedene Simulationsparameter zur FIS-Helligkeitsreihe aus 6.6.3 (lumrow_GE_fisscan.jpg) .....	128
Abb. 7-11: Einfluss von linearen und nichtlinearen Kennlinien auf sinusförmige Reize (steiner_nl_003.jpg).....	129
Abb. 7-12: Zusammensetzung der Antwort aus linearer Komponente und weiteren, an der nichtlinearen Kennlinie verzerrten Komponenten (steiner_nl_001.jpg).....	129
Abb. 7-13: Halbierte Summe der beiden Kennlinien (Kennlinien1.jpg).....	130
Abb. 7-14: Lineare (Weiße Kreise) und nichtlineare (Schwarze Kreise) Antwort in Abhängigkeit von der Helligkeit des Reizes (aus Hess 1986, Fig.6C) .....	131
Abb. 7-15: Parametersummen zur Helligkeitsreihe für (lumrow_GE_Summen.jpg) .....	131
Abb. 7-16: Frequenzabhängigkeit von Horizontalzellen zwischen 6 Hz und 24 H (Balken = 0,5s; aus: Sakuranaga 1985) .....	132
Abb. 7-17: Gegenüberstellung der Frequenzabhängigkeit von Horizontalzellen und den Simulationsergebnissen zu RG-, BY- und Lum-Kanal (Speedrow_GE_Dowling.jpg).....	132
Abb. 7-18: Lineare und nichtlineare Amplitudenantwort auf weißes Reizlicht (Scanner_I_nl_ampl.jpg) .....	134
Abb. 7-19: Lineare und nichtlineare Phasenantwort auf weißes Reizlicht (Scanner_I_nl_phas.jpg) .....	134
Abb. 7-20: Beispiel eines Benham tops zur Erzeugung flickerinduzierter Farbeindrücke (v.Campenhausen 1995, PIFC_delay2.jpg) .....	136
Abb. 7-21: (PIFC_delay1.jpg).....	136
Abb. 7-22: Einfaches Modell zur Erklärung der flickerinduzierten Farbeindrücke (aus v.Campenhausen 1995, PIFC_Verschaltung.jpg) .....	136
Abb. 7-23: Simulation der Amplitude (Steiner 1984) gegen die Modulationsfrequenz aufgetragen (simu_ada_ampl.jpg) .....	140
Abb. 7-24: Simulation der Phase (Steiner 1984), gegen die Modulationsfrequenz aufgetragen (simu_ada_phas.jpg).....	140



## 9.2 Tabellen

Tabelle 1: Frequenzbereiche der Einzelmessungen.....	26
Tabelle 2: Parameter zur Simulation der Scannermessung Weißlicht mit Person GE .....	54
Tabelle 3: Parameter zur Simulation der Scannermessung Weißlicht mit Person GE .....	55
Tabelle 4: Vergleich der Parameter zur Simulation der Messungen von fixierter und nicht fixierter Pupille.....	56
Tabelle 5: Parameter zur Simulation der Scannermessung Weißlicht mit SM .....	59
Tabelle 6: Vergleich der Parameter zur Simulation der Messungen von GE und SM, Weißlicht .....	60
Tabelle 7: Absolute und pro Filter normierte Werte für die Rezeptoranteile pro Filter.....	61
Tabelle 8: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit blauem Reizlicht für GE.....	63
Tabelle 9: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit blauem Reizlicht für SM.....	64
Tabelle 10: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit blauem Reizlicht für WI.....	65
Tabelle 11: Zusammenfassung der Parameter zur Simulation der Reaktion auf blaues Reizlicht für GE, SM und WI. ....	66
Tabelle 12: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit grünem Reizlicht für GE.....	67
Tabelle 13: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit grünem Reizlicht für SM .....	68
Tabelle 14: Parameter zur Simulation der Grünmessung für GE und SM. ....	69
Tabelle 15: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit rotem Reizlicht für GE.....	70
Tabelle 16: Parameter zur Simulation der Scannermessung mit rotem Reizlicht für SM .....	71
Tabelle 17: Gegenüberstellung der Simulationsparameter von GE und SM für rotes Reizlicht.....	72
Tabelle 18: Simulationsparameter für die Helligkeitsreihe SM .....	74
Tabelle 19: Aufstellung der Simulationsparameter für GE und SM.....	77
Tabelle 20: Markante Punkte der Amplitudenantwort mit der jeweiligen Phasen. ....	79
Tabelle 21: Absolute und pro Filter normierte Werte für die Rezeptoranteile pro FIS-Filter. ....	84
Tabelle 22: Frequenz des Reizlichts (jeweils für 632,8nm) in Abhängigkeit von der Triggerfrequenz.....	84
Tabelle 23: Einfluss retinaler Erkrankungen auf die linearen (F1) und nichtlinearen (F2) Antwortkomponenten. Bewertung: 0 = kein Einfluss; -1 = leichte Abschwächung; -2 deutliche Abschwächung; -3 = starke Abschwächung. ....	94
Tabelle 24: Erläuterung der allgemeinen Parameter .....	105
Tabelle 25: Erläuterung der Darstellungsmöglichkeiten.....	105
Tabelle 26: Erläuterung der Parameter zur Darstellung sowie der Zusammensetzung der simulierten Antwort.....	106
Tabelle 27: Erläuterung der Tabellenblätter in einer Simulationsdate .....	107
Tabelle 28: Allgemeine Parameter zur Simulation des Purkinje-Shifts.....	108
Tabelle 29: Absolute und normierte Simulationsparameterwerte zum Purkinje-Shift bei HI.....	110
Tabelle 30: Zuordnung von Steuerfrequenz zu Modulationsfrequenzen bei 400nm und 700nm.....	111
Tabelle 31: Allgemeine Parameter zur Simulation der Geschwindigkeitsreihe bei GE.....	112
Tabelle 32: Absolute und normierte Simulationsparameter zur Simulation der Geschwindigkeitsreihe bei GE .....	113
Tabelle 33: Allgemeine Parameter zur Simulation der Helligkeitsreihe bei GE .....	116
Tabelle 34: Absolute Simulationsparameterwerte zur Helligkeitsreihe bei GE .....	116
Tabelle 35: Normierte Simulationsparameterwerte zur Helligkeitsreihe bei GE. ....	116
Tabelle 36: Verhältnis Faktoren der Teilsysteme B zu A und D zu C. ....	122
Tabelle 37: Zuordnung der zur Simulation von Scanner- und FIS-Messungen verwendeten Komponenten .....	127
Tabelle 38: Parameter zur Simulation der Messung an AD.....	140

### 9.3 Formeln

Formel 4-1: Intensität von FIS in Abhängigkeit der Wegdifferenz d.....	34
Formel 4-2: Durchlasscharakteristik IF in Abhängigkeit von der Wegdifferenz d .....	34
Formel 4-3: Auflösung in Abhängigkeit von der Wegdifferenz d .....	34
Formel 4-4: Abhängigkeit der Translatoreichweite von der Messdauer t.....	41
Formel 4-5: Amplitude der FIS-Antwort.....	45
Formel 4-6: Phase der FIS-Antwort .....	45
Formel 4-7: Vektorielle Addition zweier Teilsysteme .....	46
Formel 4-8: Amplitude der Gesamtantwort .....	46
Formel 4-9: Phase der Gesamtantwort .....	46
Formel 5-1: Addition der Teilsysteme zur Gesamtantwort .....	54
Formel 6-1: Zusammensetzung eines S-Clusters.....	97
Formel 6-2: Zusammensetzung eines M-Clusters .....	97
Formel 6-3: Zusammensetzung eines L-Clusters .....	97
Formel 6-4: Zusammensetzung eines kombinierten LM-Clusters.....	97
Formel 6-5: Zusammensetzung des Luminanzkanals .....	98
Formel 6-6: Zusammensetzung des BY-Gegenfarbkanals .....	98
Formel 6-7: Zusammensetzung des RG-Gegenfarbkanals .....	98
Formel 7-1: Verhältnis von linearer und nichtlinearer Phase .....	134

---

## 10 Literatur

Referenz	Quelle
Abraham et al. 1985	Abraham, F.A., Alpert M., Kirk, D.B. (1985). Electroretinograms evoked by Sinusoidal Excitation of Human Cones, <i>J. Physiol</i> , 363, 135-150
Adamczyk et al. 1982	Adamczyk R., Gemperlein R., (1982). Objektive elektrophysiologische Bestimmung der skotopischen und photopischen spektralen Empfindlichkeit des menschlichen Auges mit Hilfe fourierinterferometrischer Stimulation (FIS), <i>Fortschritte der Ophthalmologie</i> 80, 488 – 401
Baker et al. 1984	Curtis L. Baker Jr., Robert F. Hess, (1984) Linear and Nonlinear Components of Human Electroretinogram, <i>Journal of Neurophysiology</i> , 51, 952-967
Baker et al. 1988	Curtis L. Baker Jr., Robert F. Hess, Borgar T Olsen, Eberhart Zrenner (1988). Current Source Density Analysis of Linear and Nonlinear Components of the primate electroretinogram, <i>Journal of Physiology</i> , 407, 155 – 176
Banks 1988	Banks, M.S. (1988). Optical sn photoreceptor immaturities limit the spatial and chromatic vision of human neonates. <i>J. Opt. Soc. Am.</i> 5, 2059 - 2079
Boycott et al. 1969	Boycott; B.B., Dowling, J.E. (1969). Organization of the primate retina: light microscopy. <i>Philos. Trans. R. Soc. Lond.</i> B255: 109 – 184
Boynton 1979	Boynton R.M. (1979). <i>Human Color Vision</i> . Holt, Rinehart & Winston. New York
Brown et al. 1964	Brown, P.K und Wald, G. (1964). Visual Pigments in Single Rods and Cones of the Human Retina. <i>Science</i> 144: S. 45-51
Castano et al. 1982	Castano J.A., Sperling H.G. (1982). Sensitivity of the blue-sensitive cones across the central retina. <i>Vision Res.</i> 22, 661-673
Clavadetscher et al. 1988	Clavadetscher, J.E., Brown A.M., Ankrum C., Teller D.Y. (1988). Spectral sensitivity and chromatic discriminations in 3- and 7-weeks old human infants, <i>J. Opt. Soc Am</i> 5, 2093 – 2105
Courtney et al. 1991	Courtney S.M., Buchsbaum G. (1991). Temporal Differences between Color Pathways within the Retina as a possible Origin of subjective Colors. <i>Vision Res.</i> 31, 9, 1541 - 1548
Czihak et al. 1984	G. Czihak, H. Langer, H. Ziegler (Herausgeber, 1984). <i>Biolo-</i>

- gie, 3.Aufl., Berlin: Springer-Verlag, S. 468
- Dacey 1996 Dacey D.M., (1996), Circuitry for color coding in the primate retina, *Proc. Natl. Acad. Sci USA* 93, 582 - 588
- Deeb et al. 1992 Deeb S.S., Lindsey D.T., Hibiya Y et al. (1992). Genotype-phenotype relationships in human red/green color-vision defects: molecular und psychophysical studies. *Am J Hum Genet* 1992: 51: 687-700.
- Deeb 2005 Deeb SS. (2005). The molecular basis of variation in human color vision. *Clin Genet* 67: 369–377. # Blackwell Munksgaard
- DeMarco et al. 1992 DeMarco, P., Pokorny, J., & Smith, V.C. (1992). Full-spectrum cone sensitivity functions for X-chromosome-linked anomalous trichromats. *Journal of the Optical Society of America A*, 9, 1465-1476.
- DeMonasterio 1979 DeMonasterio F.M. (1979). Asymmetry of on- and off-pathways of blue-sensitive cones of the retina of macaques. *Brain Res.* 166, 39-48.
- DeValois 1966 De Valois, Russell L., I. Abramov and G.H. Jacobs (1966) Analysis of response patterns of LGN cells. *Journal of the Optical Society of America* 56: 966-977
- DeValois 1971 DeValois, R.L. (1971) Physiological basis of color vision. *Die Farbe* 20, 151-169
- Dowling et al. 1987 Dowling, J.E., Marshak, D.W., (1987). Synapses of cone horizontal cell axons in goldfish retina. *J. Comp.Neurol.* 256: 430 – 443
- Edwards 1994 Edwards, R.B. (1994). Biosynthesis of retinoic acid by Müller glial cells: A model for the central nervous system? *Prog. Ret. Eye Res.* 13, 231-242.
- Estevez 1982 Estevez O. (1982). In *Color Science* (edited by Wyszecki G. and Stiles G.), 2nd edn. Wiley, New York
- Falsini et al. 1991 Falsini, B., Colotto, A., Porciatti, V., Buzzonetti, L., Coppe, A., DeLuca, L.A. (1991). Macular Flicker- and Pattern-ERGs are Differently affected in Ocular Hypertension and Glaucoma, *Clin. Vision Sci.* Vol. 6, No. 6, 423-429
- Falsini et al. 1992 Falsini, B., Minnella, a., Buzzonetti, L., Merendino, E., Porciatti, V. (1992). Macular Electroretinograms to Flicker and Pattern Stimulation in Lamellar Macular Holes, *Doc. Ophthalmol.* 79, 99-108
- Falsini et al. 1995 Falsini, B., Porciatti, V., Fadda, A., Merendino, E., Iarossi, G., Cermola, S. (1995) The First and Second Harmonics of the macular Flicker Electroretinogram: Differential Effects of Retinal Diseases, *Doc. Ophthalmol.* 90, 157-167
- Fechner 1838 Fechner, GT (1838). ueber eine Scheibe zur Erzeugung subjectiver Farben. Poggendorf JC (ed.) *Annalen der Physik und Chemie* pp 227–232; Verlag von Johann Ambrosius Barth, Leipzig
- Fuortes et al. 1974 Fuortes, M.G.F. and E.J. Simon (1974). Interactions leading to horizontal cell responses in the turtle retina, *J. Physiol.* 240, 177-198
- Gemperlein 1980 Gemperlein, R. (1980). Fourier Interferometric Stimulation

- (FIS) – A New Method For The Analysis of Spectral Processions in Visual Systems, in: Lindberg D.A.B., Kaihara S. (Hrsegs.): Medinfo 80, proc. of the 1. World Conf. on med. Informatics, 29.9-4.10.1980, Toyko, Part 1, North-Holland, Amsterdam, 372-376
- Gemperlein 1982 Gemperlein, R. (1982). The determination of Spectral Sensitivity by Fourier Interferometric Stimulation (FIS), in: Niemeyer G., Huber, Ch. (Eds.) Docum. Ophtal. Proc. Series Vol 3,I, Dr. W. Junk Publishers, The Hague, 23-29
- Gemperlein et al. 1983 Gemperlein, R., Adamczyk, R., Paul, R. und Steiner, A. (1983). Die Vorteile fourierinterferometrischer Stimulation (FIS) bei der bestimmung spektraler Empfindlichkeiten des menschlichen Auges, Fortschritte der Ophtalmologie 80, 492-495
- Gemperlein 1984 Gemperlein, R. (1984). Einsatz spektral modulierten Lichts zur simultanen Messung optischer Eigenschaften, Die Farbe, 31, Heft 4/6, 183-195
- Gemperlein 1988 Gemperlein, R. (1988). Fourier Interferometric Stimulatiion (FIS) in Biology and Medicine, Mikrochimica Acta, Heft I, 353-356
- Gemperlein 1989 Gemperlein, R. (1989). Systemanalytikal Approach to Action Spectroscopy in Biology And Medicine: Fourier Interferometric Stimulation (FIS), SPIE, Vol 1145, 64-69
- Gemperlein et al. 1990 Gemperlein, R., Paul, R., Steiner A. (1990). Fourier Interferometric Stimulation (FIS) the method and ist application, in: Blackmore C (Ed.): Coding and Efficiency, Cambridge University Press, Cambridge, 142-149
- Ghirlanda et al. 1991 Ghirlanda, G., DiLeone, M., Caputo, S., Falsini, B., Porciatti, V., Marietti, G., Greco, A. (1991). Detection of Inner Retina Dysfunction by Steady State Focal Elecroretinogram Pattern and Flicker in Early IDDM, Diabetes Vol. 40, No. 9, 1122-1127
- Guth 1991 Guth S.L. (1991). Model for Color Vision and Light Adaptation. J. Opt. Soc. Am. A 8, 6, 976 – 993
- Hecht 1934 Hecht, S. (1934). Vision: II. The Nature of the photoreceptor process. In C. Murchison (ed.), A Handbook of General Experimental Psychology, Chap.14, pp. 704-828. Clark University Press, Worchester, Mass.
- Helmholtz 1860 Helmholtz, Hermann von (1860). Handbuch der Physiologischen Optik, Band II, Sektion 20
- Hering 1878 Hering, E., (1878). Zur Lehren vom Lichtsinne. Carl Gerolds Sohn, Wien
- Hess et al. 1984 Robert F. Hess, Curtis L. Baker (1984). Human pattern evoked electroretinogram, Journal of Neurophysiology 51, 5, 939 – 951
- Hess et al. 1986 R.F. Hess, C.L. Baker, E. Zrenner, J Schwarzer (1986). Differences between Electroretinograms of Cat and Primate, Journal of nerophysiology, 56, 747 – 768
- Hurvich 1981 Hurvich, Leo M. (1981). Color Vision, Sunderland, Massachusetts: Sinauer Associates Inc.
- Kasch 1988 Kasch, U. (1988). Entwurf und Impementierung einer protokoll-
-

- fähigen allgemeinen Benutzeroberfläche implementiert für ein System zur Erfassung und Analyse biologischer Signale. Fortgeschrittenpraktikum in Informatik an der LMU München Aufgabensteller Prof. Dr. Jürgen Eichel Betreuer am Zoologischen Institut: Priv.-Dozent Dr. Roland Gemperlein
- Kirschfeld et al. 1983 Kirschfeld K., Feiler R., Hardie R., Vogt K., Franceschini N. (1983). The Sensitizing Pigment in Fly Photoreceptors. *Biophys. Struct. Mech.* 10, 81 – 92
- Kolb 1970 Kolb, H., (1970). Organization of the outer plexiform layer of the primate retina: electron microscopy of Golgi-impregnated cells. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B* 258: 261 – 283.
- Kolb 1974 Kolb, H., (1974). The connections between horizontal cells and photoreceptors in the retina of the cat.: electron microscopy of Golgi preparations. *J. Neurocytol.* 6:131 - 153
- Kolb 1994 Kolb, H. (1994) The architecture of functional neural circuits in the vertebrate retina. *Invest. Ophthalm. Vis. Sci.* 35, 2385-2404.
- Lee et al. 1999 Lee B.B., Dacey D.M., Smith V.C., Pokorny J. (1999). Horizontal cells reveal cone type-specific adaptation in primate retina. *PNAS* Vol. 96, 25, 14611-14616
- Lee et al. 2003 Lee B.B., Dacey D.M., Smith V.C., Pokorny J. (2003). Dynamics of sensitivity regulation in primate outer retina: the horizontal cell network. *J.Vision* 3, 513-526
- Leeper et al. 1982 Leeper, H.F., Copenhagen D.R. (1982). Horizontal cells in turtle retina: structure, synaptic connections and visual processing. *The S-Potential*, ed. B.D. Drujan and M. Laufer, New York, Alan R. Liss. pp 77-104
- Lindermeier 1994 Lindermeier, R. (1994). Verarbeitung sinoider Spektralverteilungen durch das human-visuelle System, Dissertation Fakultät Biologie der LMU München.
- MacNichol et al. 1958 MacNichol, E.F., G.Svaetichin (1958). Electrical Response from the isolated retinas of fishes. *Am. J. Ophthalmol.* 46, 26-46
- MacNichol 1964 MacNichol, Jr.E.F. (1964). Three Pigment Color Vision. *Sci. Am.* 211: S. 48-56
- Maffei et al. 1981 Maffei L., Fiorentini A. (1981). Electroretinographic response to alternating gratings before and after section of the optic nerve. *Experimental Brain research* 59, 423-425
- Maffei et al. 1985 Maffei L., Fiorentini A., Bisti S., Hollander H. (1985). Pattern ERG in the monkey after section of the optic nerve. *Experimental Brain Research* 48, 327-334
- Marc 1977 Marc A.E. (1977), Chromatic pattern of cone photoreceptors. *Am. J. Optom. Physiol. Opt.* 54, 212-225
- Mariani 1981 Mariani, A.P., (1981). A diffuse, invaginating cone bipolar cell in primate retina. *Journal of Comparative Neurology* 197: 661 – 671
- Marmor et al. 2004 Marmor, M.F., Holder, G.E., Seeliger, M.W., Yamamoto, S. (2004): Standard for clinical electroretinography, *Doc. Ophthalmol.* 108: 107 – 114.
- Martin 1998 Martin, P.R. (1998). Colour processing in the primate retina: recent progress (review). *Journal of Physiology*

- Merbs et al. 1992 Merbs S.L., Nathan J. (1992). Absorption spectra of the hybrid pigments responsible for anomalous color vision. *Science* 1992: 258: 464-466.
- Miller et al. 1970 Miller, R.F. and Dowling, J.E. (1970) Intracellular responses of the Müller (glial) cells of the mudpuppy retina: their relation to b-wave of the electroretinogram. *J. Neurophysiol.* 33, 323-341.
- Morrone et al. 1990 Morrone M.C., Burr D.C. Fiorentini A. (1990). Development of contrast sensitivity and acuity of the infant colour system. *Proc. R. Soc. London B* 242, 134 – 139
- Nathan et al. 1986 Nathan J., Thomas D., Hogness D.S. (1986). Molecular genetics of human color vision: the genes encoding blue, green and red pigments. *Science* 1986: 232:193-202
- Neitz et al. 1991 Neitz M., Neitz J., Jacobs G.H. (1991). Spectral tuning of pigments underlying red-green color vision. *Science* 1991: 252: 971-974
- Nelson 1977 Nelson, R. (1977). Cat cones have rod input: a comparison of the response properties of cones and horizontal cell bodies in the retina of the cat. *J. Comp. Neurol.* 172: 109 – 136.
- Newman et al. 1984 Newman, E.A. and Odette, L.L. (1984) Model of electroretinogram b-wave generation: a test of the K<sup>+</sup> hypothesis. *J. Neurophysiol.* 51, 164-182.
- Newman 1989 Newman, E.A. (1989) Electrophysiology of retinal glial cells. *Prog. Ret. Res.* 8, 153-172.
- Newton 1704 Newton, Optics
- Paul 1981 Paul R. (1981). Neue Aspekte der spektralen Empfindlichkeit von *Calliphora Erythrocephala* gewonnen durch fourierinterferometrische Stimulation (FIS), Inaugural-Dissertation, Fakultät der Biologie, LMU München
- Paul et al. 1986 Paul R., Steiner A., Gemperlein R. (1986). Spectral sensitivity of *Calliphora erythrocephala* and other insect species studied with Fourier Interferometric Stimulation (FIS). *J. Comp. Physiol. A* 158, 669 – 680
- Paulus et al. 1982 Paulus, W., & Kroger-Paulus, A. (1983). A new concept of retinal colour coding. *Vision Research*, 23, 529-540.
- Polyak 1941 Polyak, S.L. (1941). *The Retina*, Chicago: University of Chicago Press
- Porciatti et al. 1989 Porciatti, V., Falsini, B., Fadda, A., Bolzani, R. (1989). Steady-State Analysis of the Focal ERG to Pattern and Flicker: relationship between ERG Components and retinal Pathology, *Clin. Vision Sci* Vol. 4, 323-332
- Porciatti et al. 1993 Porciatti, V., Moretti, G., Ciavarella, P., Falsini, B. (1993). The Second harmonic of the Electroretinogram to Sinusoidal Flicker: Spatiotemporal Properties and Clinical Application, *Doc. Ophthalmol.* 84, 39-46
- Ramon y Cajal 1892 Ramón y Cajal, S. (1892). *La rétine des vertébrés*, La cellule 9: 119-257,
- Reichenbach et al. 1995 Reichenbach, A. and Robinson, S.R. (1995). The involvement of Müller cells in the outer retina. in "Neurobiology and clinical aspects of the outer retina" (Eds. Djamgoz, M.B.A., Archer,
-

- S.N. and Vallerga, S.), Chapman & Hall, London, pp. 395-416.
- Riemsлаг et al. 1985 Riemsлаг F.C.C., Ringo J.L., Spekreijse H., Verduyn Lunel H.F. (1985). The luminance origin of the pattern ERG in man. *Journal of Physiology* 363, 191-209
- Riggs et al. 1964 Riggs A.L., Johnson E.P., Schick A.M.L. (1964). Electrical response of the human eye to moving stimulus patterns. *Science* 144, 567
- Rodieck et al. 1973 Rodieck, R.W., Maguire, D. (1973). In: *The Vertebrate Retina*, San Francisco: W.H. Freeman, pp.775-904
- Rushton 1975 Rushton, W.A.H., (1975). Visual Pigments and Color Blindness, *Sci. Am* 232: S. 64-75.
- Sakuranaga et al. 1985a Sakuranaga M., Naka K.I. (1985). Signal transmission in the catfish retina: I. Transmission in the outer retina. *J. Neurophysiol.* 53: 373-389
- Sakuranaga et al. 1985b Sakuranaga M., Naka K.I. (1985). Signal transmission in the catfish retina: II. Transmission to type-N cell. *J. Neurophysiol.* 53: 390-410
- Sakuranaga et al. 1985c Sakuranaga M., Naka K.I. (1985). Signal transmission in the catfish retina: III. Transmission to type-C cell. *J. Neurophysiol.* 53: 411-428
- Schneider 1993 *Abbildungseigenschaften des Rasterkraftmikroskops an biologischen Systemen*, Diplomarbeit Physik, LMU München, 1993
- Siebert 1991 Siebert, F. (1991). *Entwicklung einer spektralen Bildanalyse zur Untersuchung biologischer Objekte*, Diplomarbeit, Fakultät der Biologie, LMU München
- Spekreijse et al. 1973 Spekreijse H., Estevez D., Van der Tweel L.H. (1973). Luminance response to pattern reversal. *Doc. Ophthalm. Proc. Ser.* 10, 205-211
- Steiner 1984 Steiner, A. (1984). *Die lineare und nichtlineare Analyse biologischer Sehsysteme mit einfachen Sinusreizen und Fourier-Interferometrischer Stimulation (FIS)*. Dissertation an der Fakultät für Biologie der Ludwig-Maximilians-Universität München
- Stiles et al. 1955 Stiles W.S., Burch J.M. (1955). Interim report to the Commission International de l'Eclairage, Zürich, 1955, on the National laboratory's investigation of color-matching. *Optica Acta* 2, 168.
- Thompson et al. 1953 Thompson, L.C., and Wright, W.D. (1953). The convergence of the tritanopic confusion loci and the derivation of the fundamental response functions *J.Opt.Soc.Amer.* 43:890-894.
- Todoya et al. 1982 Todoya J.I., Kurjiaoka T., Fujimoto M. (1982). The opponent color process and interactions of horizontal cells. In *The S-Potential*, ed. Drujan B.D., Laufer M., New York: Alan R. Liss, pp. 151 – 160
- Tomida 1965 Tomida, T. (1965). Electrophysiological study of the mechanism subserving color coding in the fish retina, *Cold Spring Harbour Symp. Quant. Biol.* 30, 559-566
- v.Campenhausen et al. 1995 von Campenhausen C., Schramme J. (1995). 100 years of Benham's top in colour science. *Perception*, Vol. 24, 695-717
- Vos 1982 Vos, J.J. (1982). On the merits of model making in understand-



- ing colour vision phenomena, *Color Res. Appl.* 7, 69-77
- Wässle 1978 Wässl, H., Riemann, H.J. (1978). The mosaik of nerve cells in the mammalian retina, *Proc. R. Soc. B200*, 441-461
- Wheeler et al. 1977 Wheeler, T.G., Naka, K.I. (1977). The modes of chromatik interaction in the retina, *Vision Res.* 17, 1015-1018
- Williams et al. 2003 Williams, R.W., Moody, S.A., Developmental and Genetic Control of Cell Number in Retina, Artikel vor Publikation persönlich zugesandt.
- Wu 1992 Wu S.M. (1992). Feedback connections and operation of the outer plexiform layer of the retina. *Current Oppinion in Neurobiology* 2, 462 - 468
- Yokoyama et al. 1998 Yokohama S., Radlwimmer F.B. (1998).The "five-sites" rule and the evolution of red and green color vision in mammals. *Mol Biol Evol* 1998: 15: 560-567.
- Zrenner 1983 Zrenner E. (1983). *Neurophysiological Aspects of Color Vision in Primates. Studies of Brain Function*, Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York
-

# 11 Anhang

## 11.1 SESA-Funktionsbibliothek

Die im Rahmen dieser Arbeit erstellten SESA-Funktionen und –Prozeduren sind in folgenden Modulen zusammengefasst:

Modul/ Prozedur bzw. Funktion	Erläuterung
<b>SEbefehl</b>	<b>Maskenaufbau zur Parametereingabe und Aufrufe der jeweiligen SESA-Routinen</b>
do_befehl	Behandlung der Aufrufe der einzelnen Funktionen (beschränkt auf die für diese Arbeit erstellten Prozeduraufrufe).
<b>SEprogrm.pro</b>	<b>Prozeduren und Funktionen zur Ablaufsteuerung</b>
Procmarke	Setzen einer Ansprungmarke
Procjump	Ansprung einer Marke
Proccount	Schleifenzähler hochsetzen
Procsetco	Schleifenzähler initialisieren
<b>SEfispro.pas</b>	<b>Steuer- und Erfassungsroutinen für Interferometermessungen und V24</b>
Procfisparam	Setzen der globalen FIS-Parameter
Procfisgo	Verändern der Interferometerposition um x Laserperioden
Procfispos	Ansteuern einer Interferometerposition
Procfisoszi	Geregeltes Oszillieren des Interferometers um die Position x mit y Laserperioden
Procfisdac	Ausgeben eines Wertes an den DAC-Port der Wandlerkarte
Procfisflip	Ungeregeltes Oszillieren des Interferometers um die Position x mit y Laserperioden
Procfisgoweis	Anfahren der Weißlichtposition
procfisfindweis	Suchen der Weißlichtposition
Procfisstep	Ermittlung der Laseramplitude für Schrittweitenberechnung
Procfisinit	Initialisieren der Interferometersteuerung
Procfisfiles	Zuordnung der Datensätzen zu Dateinamen
Procfisda	Zuordnung der Erfassungskanäle zu Datensätzen
procfisv24ok	Senden des OK-Signals via V24-Schnittstelle
procsend_v24	Messwerte via V24 senden
procget_v24	Messwerte via V24 empfangen
procget_point_v24	Empfangen eines Datenpunktes
procfislinsp	Umrechnung von Frequenzen in Wellenlängen
procfiscanin	Initialisierung des Scanners

---

<b>Modul/ Prozedur bzw. Funktion</b>	<b>Erläuterung</b>
procfiscango	Oszillieren des Scanners mit Modulationsgrad $m$
procmmaximp	Ermittlung von Maximum und Minimum eines Interferograms
procfissave	Abspeichern der aktuellen Datensätze

---

```

Unit SEbefehl;

Interface

uses
  Crt,
  Dos,
  Printer,
  Turbo3,
  SEglobal,
  gdriver,
  SEallgmo,
  SEanwel,
  SEanwe2,
  SEanwe3,
  SEprogrm,
  SEfispro;

procedure do_befehl(var done: boolean;bef:Bliste;
                   op   : operat;
                   var i_put: informat;
                   var o_put: wrkstring);

Implementation

{ausführen liefert i_put und o_put zurück, wenn do/done false it sonst }
{führt es die Procedur op aus. }
{op enthält die Operation, bef die Befehlsliste, angefangen }
{mit dem ersten Parameter der Procedur. }

procedure do_befehl(var done: boolean;bef:Bliste;
                   op   : operat;
                   var i_put: informat;
                   var o_put: wrkstring);

VAR
  i           : INTEGER;
  ds1,ds2,ds3,iput : STRING;
  comnr, comxnr  : TEXT;           {file handles for RS232}
  buffer        : CHAR;
  portnr        : INTEGER;
  port_str      : STRING;

begin
  case op of

    (***** Ablauf-Steuerung *****)

  smarke:begin
    if not done then
      begin
        o_put:='SMARKE : #n';
        i_put[1]:='SMARKE: Marke setzen:';
        i_put[2]:=' Bitte eine Markennummer (1..3) angeben : #n,1, ' ;
        i_put[3]:='';
        i_put[4]:='';
        i_put[5]:='';
      end else procmarke(done,bef);
    end;

  sjump:begin
    if not done then
      begin
        o_put:='SJUMP : if z„hler(#n,) <> #n, then MARKE #n, Taste = #n';
        i_put[1]:=' SJUMP: Bedingter Sprung';
        i_put[2]:=' Welcher Z„hler (1..9) soll benutzt werden : #n,1, ' ;
        i_put[3]:=' Abbruchwert (Z„hler = Abbruchwert, 0=ESC) : #n,1, ' ;
        i_put[4]:=' Nummer der anzuspringenden Marke : #n,1, ' ;
        i_put[5]:=' Jeweils auf Tastendruck warten (1 = ja) : #n,0, ' ;
      end;
    end;
  end;

```

---

```

    end else procjump(done,bef);
end;

scount:begin
  if not done then
    begin
      o_put:='SCOUNT : z„hler(#n,) weiterz„hlen um #n, ' ;
      i_put[1]:=' SCOUNT: Z„hler hoch/runterz„hlen';
      i_put[2]:=' Nummer des zu „ndernden Z„hlers (1..9): #n,1, ' ;
      i_put[3]:=' Increment : #n,1, ' ;
      i_put[4]:='';
      i_put[5]:='';
    end else proccount(done,bef);
  end;
end;

ssetco:begin
  if not done then
    begin
      o_put:='SSETCO : z„hler(#n,) setzten auf #n, ' ;
      i_put[1]:='SSETCO: Z„hler setzten';
      i_put[2]:=' Nummer des zu setzenden Z„hlers (1..9): #n,1, ' ;
      i_put[3]:=' neuer Z„hlerwert : #n,1, ' ;
      i_put[4]:='';
      i_put[5]:='';
    end else procsetco(done,bef);
  end;
end;

prla:begin
  if not done then
    begin
      o_put:='PRLA : #k, einladen, einf□gen/neu(e/n): #k, nach Befnr.: #n, ' ;
      i_put[1]:='PRLA: Einladen eines Befehlsfolge ' ;
      i_put[2]:=' Pfadname : #k,+ progpath + ', ' ;
      STR(fisness_nr,dsl);
      i_put[3]:='';
      i_put[4]:=' Name der Quell-Datei : #k,+ dsl+'_' + actualdate+ '.prg, ' ;
      i_put[5]:=' einf□gen/neu (e/n) : #k,n, nach Befnr.:#n,0, ' ;
      i_put[6]:=' Achtung: aktuelle Befehlsfolge wird gel"scht !!';
    end else procprrla(done,bef);
  end;
end;

prsp:begin
  if not done then
    begin
      o_put:='SPRSP : Befnr. #n, bis #n, --> #k, ' ;
      i_put[1]:='SPRSP: Abspeichern der aktuellen Befehlsfolge ' ;
      i_put[2]:='';
      i_put[3]:=' Von Befnr #n,0, bis #n,0, ' ;
      i_put[4]:=' Programm-Pfad : #k,+progpath+', ' ;
      STR(fisness_nr,dsl);
      i_put[5]:=' Name der Ziel-Datei : #k,+ dsl+'_' + actualdate+ '.prg, ' ;
      i_put[6]:=' Von Befnr 0 bis 0": Speicherung der ganzen Liste';
    end else procprrsp(done,bef);
  end;
end;

Sstop:begin
  if not done then
    begin
      o_put:='SSTOP : Unterbrechung der Ausf□hrung ' ;
      i_put[1]:='SSTOP: Unterbrechung der Ausf□hrung ' ;
      i_put[2]:='';
      i_put[3]:='';
      i_put[4]:='';
      i_put[5]:='';
    end else procmspr(done,bef);
  end;
end;

sdatsize:begin
  if not done then
    begin
      o_put:='SDATSIZE: #n';
      i_put[1]:='SDATSIZE: Legt die Gr"ae der Datensatz fest';
      STR(datenzahl,dsl);
      i_put[2]:=' Datensatzgr"ae: #n,+ dsl + ', ' ;
    end;
  end;
end;

```

```

i_put[2]:=input;
i_put[3]:='';
i_put[4]:='';
i_put[5]:='';
end else proct_dat(done,bef);
end;

(***** FIS-Regelung*****

fisparam:begin
  if not done then
  begin
    o_put:='FISPARAM: n_per:#n,frequ:#n,rf:#f,es_per:#n,';
    i_put[1]:=' Einstellen der Regelparameter, Ermitteln der Laserparams.';
    STR(datenzahl,ds1); STR(n_per,ds2);
    input := ' Messpunkte gesamt : '+ds1+ ' Messpunkte/Per : #n,'+ds2+',';
    i_put[2]:=input;
    STR(frequ,ds1); STR(r_factor:8:5,ds2);
    input := ' Frequenz : #n,'+ds1+', Regelfaktor : #f,'+ds2+',';
    i_put[3] := input;
    STR(es_per,ds1);
    input := ' Einschwingperioden: #n,'+ds1+',';
    i_put[4] := input;
    i_put[5] := 'Empfohlen f□r alle Frequenzen: regelfaktor = 0.01 ..0.02';
    end else procfisparam(done,bef);
  end;

fisfiles:begin
  if not done then
  begin
    o_put:='FISFILES: #k, #k, #k, #k, #k, #k ';
    i_put[1]:=' Filenamen zum Abspeichern eingeben, 8 Zeichen';
    input := ' Datensatz 1: #k,'+files[1]+' , Datensatz 2: #k,'+files[2]+' ,';
    i_put[2]:=input;
    input := ' Datensatz 3: #k,'+files[3]+' , Datensatz 4: #k,'+files[4]+' ,';
    i_put[3] := input;
    input := ' Datensatz 5: #k,'+files[5]+' , Datensatz 6: #k,'+files[6]+' ,';
    i_put[4] := input;
    input := ' Datenpfad : #k,' + fispath + ',';
    i_put[5] := input;
    end else procfisfiles(done,bef);
  end;

fisinit:begin
  if not done then
  begin
    CASE sample_mod OF

      single_dir: BEGIN
        o_put:='FISINIT
piez>#n,aux>#n,La<#n,Re<#n,D1<#n,ER1<#n,ER2<#n,VE1<#n,D2<#n,T=#n';
        STR(Piezo_out,ds1); STR(Aux_out,ds2);
        input := ' OUTPUT CHANNEL Piezo : #n,'+ds1+', Aux : #n,'+ds2+',';
        i_put[1]:=input;
        i_put[2]:=' INPUT CHANNELS (0=ground) ';
        STR(chan2data[0,d_Laser],ds1);STR(chan2data[0,d_Referenz],ds2);
        STR(chan2data[0,d_Dum1],ds3);
        input := ' Laser : #n,'+ds1+', Ref.diode : #n,'+ds2+', Dummy1
#n,'+ds3+',';
        i_put[3]:=input;
        STR(chan2data[0,d_ERG1],ds1);STR(chan2data[0,d_ERG2],ds2);
        STR(chan2data[0,d_VEP1],ds3);
        input := ' ERG 1 : #n,3, ERG 2 : #n,0, VEP1 : #n,0,';
        i_put[4]:=input;
        STR(Dum2,ds1);
        IF Trigger_jn THEN STR(1,ds2) ELSE STR(-1,ds2);
        input := ' Dummy2 : #n,'+ds1+', Trigger (1=ja):
#n,'+ds2+',';
        i_put[5]:=input;
      END;
      double_dir: BEGIN
        o_put:='FISINIT : piez>#n,aux>#n,Referenz<#n,#n,ERG<#n,#n,VECP<#n,#n';
        STR(Piezo_out,ds1); STR(Aux_out,ds2);
        input := ' OUTPUT CHANNEL Piezo : #n,'+ds1+', Aux : #n,'+ds2+',';
        i_put[1]:=input;
        i_put[2]:=' INPUT CHANNELS (0=gnd,1=laser) rauf runter';
        i_put[3]:=' Referenz-Signal : #n,2, #n,2,';

```

```

        i_put[4]:=' ERG-Signal           :           #n,3,    #n,3, ';
        i_put[5]:=' VECP-Signal          :           #n,4,    #n,4, ';
    END;
    END;(*CASE*)
    end else procfisinit(done,bef);
end;

fisda:begin
    if not done then BEGIN
        CASE sample_mod OF

            single_dir: BEGIN
                o_put:='FISDA
las>#n,ref>#n,dum1>#n,erg1>#n,erg2>#n,vecp1>#n,dum2>#n,out>#n';
                i_put[1]:=' Erfassungskan„le Datens„tzen zuordnen (-1 = nicht speichern)';
                STR(chan2data[1,d_Laser],ds1);STR(chan2data[1,d_Referenz],ds2);
                input := ' Laser           : #n,'+ds1+',   Referenz       : #n,'+ds2+',';
                i_put[2]:= input;
                STR(chan2data[1,d_Dum1],ds1);STR(chan2data[1,d_ERG1],ds2);
                input := ' Dummy1         : #n,'+ds1+',   ERG 1           : #n,'+ds2+',';
                i_put[3]:= input;
                STR(chan2data[1,d_ERG2],ds1);STR(chan2data[1,d_VEP1],ds2);
                input := ' ERG 2           : #n,'+ds1+',   VECP 1          : #n,'+ds2+',';
                i_put[4]:= input;
                STR(chan2data[1,d_Dum2],ds1);
                input := ' Dummy 2         : #n,'+ds2+',   Dateiausgabe (1=ja): #n,1, ';
                i_put[5]:= input;
            END;

            double_dir: BEGIN
                o_put:='FISDA : refup>#n,refdo>#n,ergup>#n,ergdo>#n,vepup>#n,vepdo>#n,out>#n';
                i_put[1]:=' Erfassungskan„le Datens„tzen zuordnen (-1 = nicht speichern)';
                STR(chan2data[1,d_Referenz],ds2);STR(chan2data[1,d_Dum1],ds1);
                input := ' Referenz rauf   : #n,'+ds2+',   Referenz runter: #n,'+ds1+',';
                i_put[2]:= input;
                STR(chan2data[1,d_ERG1],ds1);STR(chan2data[1,d_ERG2],ds2);
                input := ' ERG rauf       : #n,'+ds1+',   ERG runter     : #n,'+ds2+',';
                i_put[3]:= input;
                STR(chan2data[1,d_laser],ds1);STR(chan2data[1,d_dum2],ds2);
                input := ' LASER rauf     : #n,'+ds1+',   LASER runter   : #n,'+ds2+',';
                i_put[4]:= input;
                i_put[5]:= ' Dateiausgabe (1=ja): #n,1, ';
            END;
        END;(*CASE*)
    end else procfisda(done,bef);
end;

fispos:begin
    if not done then
        begin
            o_put:='FISPOS : new_pos=#n, ';
            i_put[1]:=' Anfahren einer Position';
            STR(TRUNC(volt(Aktpos)),ds1);
            input := ' Neue Position (in Volt) : #n,'+ ds1+',';
            i_put[2]:= input;
            i_put[3]:=' ';
            i_put[4]:=' ';
            i_put[5]:=' ';
        end else procfispos(done,bef);
    end;

    fisDAC:begin
        if not done then
            begin
                o_put:='FISDAC : channel_out=#n, factor=#n';
                i_put[1]:=' FISDAC: Initialisierung der Messwert-Ausgabe via DAC';
                i_put[2]:=' Auszugebender Messkanal (-1 = keiner) : #n,-1, ';
                i_put[3]:=' Ausgabefaktor : #n,1, ';
                i_put[4]:=' ';
                i_put[5]:=' ';
            end else procfisdac(done,bef);
        end;

        fis_ldir:begin
            if not done then
                begin
                    sample_mod := single_dir;
                    o_put:='FIS_LDIR: Erfassung aufw„rts, 6 Kan„le';
                    i_put[1]:=' In diesem Modus werden nur unidirektional Daten erfasst.';

```

```

    i_put[2]:=' Bei jedem Aufw„rtslauf k“nnen auf allen 6 Kan„len Daten';
    i_put[3]:=' erfaät werden.';
    i_put[4]:=' ';
    i_put[5]:=' ';
end ELSE sample_mod := single_dir;
end;

fis_2DIR:begin
  if not done then
  begin
    sample_mod := double_dir;
    o_put:='FIS_2DIR: Getrennte Erfassung auf- und abw„rts, 3 Kan„le';
    i_put[1]:=' In diesem Modus werden von bis zu 3 Kan„len die Daten';
    i_put[2]:=' erfaät und bei Auf- und Abw„rtslauf jeweils in ';
    i_put[3]:=' unterschiedliche Datens„tze abgelegt.';
    i_put[4]:=' ';
    i_put[5]:=' ';
  end ELSE sample_mod := double_dir;
end;

(*
fisgo:begin
  if not done then
  begin
    o_put:='FISGO : go_from=#n, periods=#n, direct = #n, erfass=#n, fname=#k,';
    i_put[1]:=' geregeltes Fahren einer Strecke ' ;
    i_put[2]:=' Start (Volt,-1=akt.Pos): #n,500, Strecke (Laser Per.) : #n,10,';
    STR(es_per,ds2);
    iput :=' Richtung (1,-1) : #n,1,';
    i_put[3]:=iput;
    i_put[4]:=' Daten erfassen (1=ja) : #n,0, Dateiname (max 12z): #k,drift.dat, ';
    i_put[5]:='';
  end else procfisgo(done,bef);
end;
*)

fisgo:begin
  if not done then
  begin
    o_put:='FISGO : go_from=#n, periods=#n, direction=#n, erfass=#n, add=#n,';
    i_put[1]:=' geregeltes Fahren einer Strecke ' ;
    i_put[2]:=' Start (Volt,-1=akt.Pos): #n,20, Strecke (Laser Per.) : #n,100,';
    STR(es_per,ds2);
    iput :=' Richtung (1,-1) : #n,1,';
    i_put[3]:=iput;
    i_put[4]:=' Daten erfassen (1=ja) : #n,0, Daten aufaddieren(1=ja): #n,-1, ';
    i_put[5]:='';
  end else procfisgo(done,bef);
end;

fisgowei:begin
  if not done then
  begin
    o_put:='FISGOWEI: anfahren';
    i_put[1]:='Weisslichtposition anfahren';
    i_put[2]:='';
    i_put[3]:='';
    i_put[4]:='';
    i_put[5]:='';
  end else procfisgoweis(done,bef);
end;

fisfiwei:begin
  if not done then
  begin
    o_put:='FISFIWEI: max oder min : #n, werte ausgeben = #n,';
    i_put[1]:=' WEISSLICHT POSITION finden:';
    i_put[2]:=' Maximum (1) oder Minimum (-1) suchen : #n,1, ' ;
    i_put[3]:=' Position ausgeben (1=ja) : #n,0, ' ;
    i_put[4]:='';
    i_put[5]:='';
  end else procfisfindweis(done,bef);
end;

fisstep:begin
  if not done then

```



```

begin
o_put:='FISSTEP : min=#n,max=#n,regeln=#n,schwelle=#n,anzahl=#n,pfad=#k,name=#k';
i_put[1]:=' INTERFEROMETER-GESCHWINDIGKEIT ERMITTELN ';
i_put[2]:=' Messbereich (V) von : #n,200, bis (V) : #n,800, regeln (l=j): #n,0, ';
i_put[3]:=' Schwelle Nulldurchgang : #n,20, Vorgabe Min.Schritt: #n,200, ';
i_put[4]:=' Pfad: #k,data\, Dateiname ohne .Ext.: #k,stepX, ';
i_put[5]:=' Pfad+Name <=18Zeichen, ';
end else procfisstep(done,bef);
end;

fisflip:begin
if not done then
begin
o_put:='FISFLIP : oz_mitte=#n, ampl=#n, step=#n, ';
i_put[1]:=' unregelt Auf-/Abfahren ';
i_put[2]:=' Mitte (Volt) : #n,500, Amplitude (Volt) : #n,200, ';
i_put[3]:=' Schrittweite : #n,1, ';
i_put[4]:=' ';
i_put[5]:=' ';
end else procfisflip(done,bef);
end;

fisv24ok: BEGIN
if not done then
begin
o_put:='FISV24OK: via V24 OK zum Sender schicken';
i_put[1]:='Es wird ein OK zum Sender geschickt, um die Messung';
i_put[2]:='weiterlaufen zu lassen. Der Sender wartet auf dieses OK.';
i_put[3]:=' ';
i_put[4]:=' ';
i_put[5]:=' ';
end else procfisv24ok(done,bef);
end;

fisoszi:begin
if not done then
begin
o_put:='FISOSZI : mit=#n,per=#n,regln=#n,erfas=#n,add=#n,save=#n,abb=#n,v24ok=#n';
i_put[1]:=' geregelt Auf-/Abfahren ';
i_put[2]:=' Mitte (Volt,-l=akt.Pos): #n,500, Strecke (Laser Per.) : #n,20, ';
i_put[3]:=' Geregelt fahren (l=ja) : #n,1, Daten erfassen (l=ja) : #n,1, ';
i_put[4]:=' Mittelung (l=ja) : #n,0, Abspeichern (l=ja) : #n,1, ';
i_put[5]:=' Anz. L„ufe (-l=Tastenabbr.) : #n,-1, v24ok abwarten (ja=1) : #n,0, ';
end else procfisoszi(done,bef);
end;

fisphase:BEGIN
if not done then
begin
o_put:='FISPHASE : ds_reiz=#n, ds_antwort=#n, ds_ziel=#n, min=#n, max=#n';
i_put[1]:=' Phasenkorrektur';
i_put[2]:=' Datensatznr. Reiz : #n,1, Antwort : #n,2, Ziel : #n,3, ';
i_put[3]:=' Linearer Antwortbereich von Punkt Nr. : #n,20, bis Nr. : #n,35, ';
i_put[4]:=' ';
i_put[5]:=' Einheit Antwortbereich in Nr. des Datenpunktes';
end else procfisphase(done,bef);
END;

fislinisp:BEGIN
if not done then
begin
o_put:='FISLINISP : wl_laser=#f, n_max=#n, n_per=#n, ds_ziel=#n';
i_put[1]:=' UMRECHNUNG DATENINDEX -> WELLENLÄNGE';
i_put[2]:=' Wellenlänge Laser : #f,632.8, ';
STR(2*datenzahl,ds1);
i_put[3]:=' ' Datenpunkte gesamt : #n,'+ds1+', Punkte pro Periode :#n,16, ';
i_put[4]:=' ' Zieldatensatz : #n,1, ';
i_put[5]:=' ';
end else procfislinisp(done,bef);
END;

fiscanin:BEGIN
if not done then

```

```

begin
o_put:='FISCANIN : Initialieren Scannerparameter input=#n';
i_put[1]:=' INITIALISIEREN DER SCANNERPARAMETER ';
i_put[2]:=' Referenz-Signal von Kanal (1..6) : #n,2,';
i_put[3]:=' NOTWENDIG FUER FISCANGO; ABER NUR ALS DUMMY';
i_put[4]:=' IMPLEMENTIERT';
i_put[5]:=' ';
end else procfiscanin(done,bef);
end;

fiscango:BEGIN
if not done then
begin
o_put:='FISCANGO : mod=#n,off=#n,plen=#n,n_per=#n,abb=#n,sav=#n,quel=#n,fisnr=#n';
i_put[1]:=' HELL/DUNKEL SCANNEN';
i_put[2]:=' Modulationsgrad (in %) : #n,100, Offset (in %) : #n,0,';
i_put[3]:=' Periodenlänge (max. 1024) : #n, 1024, Messp./Per.nur Sinus :#n,16,';
i_put[4]:=' Anz. Scans (-1 = Abb ESC): #n,-1, speichern (1=ja) : #n,1,';
;
i_put[5]:=' Sinus (-1) oder Datensatz (1..6): #n,1, FIS-Nr. +1 (1=ja): #n,1,';
end else procfiscango(done,bef);
end;

fissave: BEGIN
if not done then
begin
o_put:='FISSAVE : #n, #n, #n, #n, #n, #n ';
i_put[1] := ' Abspeichern der Datensätze (1=ja, -1=nein)';
i_put[2] := ' Datensatz 1: #n,1, Datensatz 2: #n,1,';
i_put[3] := ' Datensatz 3: #n,1, Datensatz 4: #n,1,';
i_put[4] := ' Datensatz 5: #n,1, Datensatz 6: #n,1,';
i_put[5] := ' Default-Dateinamen werden verwendet/Generiert';
end else procfissave(done,bef);
end;

end;
end;

end.

Unit SEprogrm;

Interface

uses
  Crt,
  Dos,
  Printer,
  Turbo3,
  SEglobal,
  gkernel,          { graphix toolbox units }
  gwindow,
  gdriver,
  SEallgmo,
  SEgrafik;

procedure procmarke(var done:boolean;bef:Bliste);
function marke(labelnr:integer):Bliste;
procedure procjump(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure proccount(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procsetco(var done:boolean;bef:Bliste);
{=====}

Implementation

PROCEDURE procmarke(var done:BOOLEAN;bef:Bliste);

VAR
  labelnr,befnr :INTEGER;
  hbef:Bliste;

BEGIN
  labelnr:=bef^.inhalt.nr;

```

```

IF (labelnr <= max_label) AND (labelnr > 0) THEN BEGIN
  lab[labelnr] := aktbef;
END
ELSE BEGIN
  fehler('Ungültige Labelnummer (< 1 oder > max_label ?)');
  done := FALSE;
END;
END;

FUNCTION marke(labelnr:integer):Bliste;
BEGIN
  IF (labelnr<=max_label) AND (labelnr>0) THEN BEGIN
    marke := lab[labelnr];
  END;
END;

PROCEDURE procjump(var done:BOOLEAN;bef:Bliste);
VAR
  zaehlernr, abbruchwert,labelnr,
  zwi                : INTEGER;
  end_by_ESC,wait_for_key,Taste,
  ende              : BOOLEAN;
  ch                : CHAR;
BEGIN
  ende := FALSE;
  zaehlernr := bef^.inhalt.nr; next(bef);
  IF (zaehlernr >= 1) AND (zaehlernr <= max_count) THEN BEGIN
    end_by_ESC := (bef^.inhalt.nr = 0);
    IF end_by_ESC THEN abbruchwert := -1
    ELSE abbruchwert := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    labelnr:=bef^.inhalt.nr;next(bef);
    wait_for_key := (bef^.inhalt.nr = 1);
    IF (labelnr >= 0) AND (labelnr <= max_label) THEN BEGIN

      IF wait_for_key THEN REPEAT UNTIL KEYPRESSED;
      IF KEYPRESSED THEN ch := READKEY;
      IF end_by_ESC THEN IF ch = #27 THEN ende := TRUE;
      IF (zaehler[zaehlernr] <> abbruchwert ) AND NOT ende THEN BEGIN
        aktbef := marke(labelnr);
      END ELSE meldung('Fertig!!',FALSE,TRUE);

    END
    ELSE BEGIN
      fehler('Ungültige Labelnummer (< 1 oder > max_label ?)');
      done := FALSE;
    END;
  ELSE BEGIN
    fehler('Ungültige Z„hlernummer (< 1 oder > max_count ?)');
    done := FALSE;
  END;
END;

PROCEDURE proccount(var done:BOOLEAN;bef:Bliste);
VAR
  zaehlernr,increment:INTEGER;
  hs1,hs2          : STRING;
BEGIN
  zaehlernr:=bef^.inhalt.nr; next(bef);
  IF (zaehlernr >= 1) AND (zaehlernr <= max_count) THEN BEGIN
    increment:=bef^.inhalt.nr;
    zaehler[zaehlernr] := zaehler[zaehlernr] + increment;
    str(zaehler[zaehlernr],hs1);
    str(zaehlernr,hs2);
    meldung('Z„hler '+hs2+' steht auf '+hs1+' ',FALSE,FALSE);
  END
  ELSE BEGIN
    fehler('Ungültige Z„hlernummer (< 1 oder > max_count ?)');
    done := FALSE;
  END;
END;

```

```

PROCEDURE procsetco(var done:BOOLEAN;bef:Bliste);

VAR
    zaehlernr,new_value:INTEGER;

BEGIN
    zaehlernr:=bef^.inhalt.nr; next(bef);
    IF (zaehlernr >= 1) AND (zaehlernr <= max_count) THEN BEGIN
        zaehler[zaehlernr] := bef^.inhalt.nr;
    END
    ELSE BEGIN
        fehler('Ungültige Zahlernummer (< 1 oder > max_count ?)');
        done := FALSE;
    END;
END;

END.

Unit sefispro;

Interface

uses
    Crt,
    Dos,
    Printer,
    Turbo3,
    SEglobal,
    gkernel,           { graphix toolbox units }
    gwindow,
    gdriver,
    SEallgmo,
    SEgrafik,
    SEanwel;

{$I SEPCI.PAS}

TYPE

    Autogrph_Ary0 = Array [1..11] of Integer;

    BufDec_Ary0 = Array [1..BufDec_Max0] of Integer;
    BufEnc_Ary0 = Array [1..BufEnc_Max0] of Integer;
    Bufloc_Ary0 = Array [1..2] of Integer;
    Bufloc_Ary1 = Array [1..2] of Integer;
    Bufsize_Ary0 = Array [1..16] of Integer;
    CnfDma_Ary0 = Array [1..CnfDma_Max0] of Integer;
    CnfDma_Ary1 = Array [1..CnfDma_Max1] of Integer;
    CnfHs_Ary0 = Array [1..CnfHs_Max0] of Integer;
    DmaRead_Ary0 = Array [1..DmaRead_Max0] of Integer;
    DmaWrit_Ary0 = Array [1..DmaWrit_Max0] of Integer;
    HsRun_Ary0 = Array [1..HsRun_Max0] of Integer;
    ReadCts_Ary0 = Array [1..3] of Integer;
    ReadSsh_Ary0 = Array [1..4] of Integer;
    WriteGr_Ary0 = Array [1..8] of Integer;

    iotyp =string[4];(*v24 schnittstelle*)

VAR

    _SubRtn : Array [1..2] of Integer;
    _Setup : Boolean;

    Lasermin : integer; (* Minimaler Wert vom Lasersignal *)
    Lasermax : integer; (* Maximaler Wert vom Lasersignal *)
    Laseroffset,Laseramplitude:integer;
    Photomin,Verschiebung:integer;

    Kanal : CnfHs_Ary0; (* Messkanaele *)
    ADCWert : HsRun_Ary0; (* hier sind die am ADC gemessenen Werte *)
    send_it : boolean;
    (* v24 Schnittstelle*)
    iostat: iotyp;
    regs: registers;

```

```

comnr,comxnr : file;

FUNCTION volt(i:INTEGER):REAL;
procedure procfisparam(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisgo(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfispos(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisoszi(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisdac(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisflip(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisgoweis(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisfindweis(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procfisstep(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisinit(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisfiles(var done:boolean;bef:Bliste);
procedure procfisda(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procfisv24ok(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procsend_v24(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procget_v24(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procget_point_v24(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procfisphase(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procfislinsp(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procfiscanin(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procfiscango(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procmmaximp(var done:boolean;bef:Bliste);
PROCEDURE procfissave(var done:boolean;bef:Bliste);

{=====}

Implementation

{$I SEp46.pas}

{V-} {this switch allows different length of ioctl string}

function getbx(var handle:file):Word; {GET MS-DOS HANDLE }
var ad,sg:Word;
begin
  ad:=ofs(handle);
  sg:=seg(handle);      {address of block}
  getbx:=mem[sg:ad]+256*mem[sg:ad+1];    {handle=1st 2 bytes}
end;

procedure ioctlin(var handle:file; var io:iotyp);
begin
  regs.bx:=getbx(handle);      { GET IOCTL STRING }
  regs.ax:=$4402;              {get handle into bx}
  regs.dx:=ofs(io)+1; regs.ds:=seg(io);    {function 44H, read}
  msdos(regs);                {call INT 21H}
end;                          {status in iostat}

procedure ioctlout (var handle:file; var io:iotyp);
begin
  regs.bx:=getbx(handle);      { SEND IOCTL STRING }
  regs.ax:=$4403; regs.cx:=length(io);     {get handle into bx }
  regs.dx:=ofs(io)+1; regs.ds:=seg(io);    {funct. 44H,03=write}
  msdos(regs);                {address of string}
end;                          {call INT 21H}

FUNCTION baud(b:INTEGER):CHAR;

VAR
  baud_str:CHAR;

BEGIN
  CASE b OF

    12: baud_str := '4';
    24: baud_str := '5';
    48: baud_str := '6';
    96: baud_str := '7';
    192: baud_str := '8';
    384: baud_str := '9';
    576: baud_str := ':';
    1152: baud_str := ';';

    ELSE BEGIN
      fehler('Unzul,ssige Baudrate! Jetzt: 19.2KBd');
    END;
  END;

```

```

        baud_str := '8';
    END;
END;
    baud := baud_str;
END; (*baud*)

PROCEDURE init_v24(timeout:BOOLEAN;portnr,b,sec:INTEGER);

VAR
    port_str          : STRING;

BEGIN
    STR(portnr,port_str);
    assign(comnr,'RS'+port_str);
    reset(comnr,6);
    assign(comxnr,'RS'+port_str+'X');
    rewrite(comxnr,6);
    v24init := TRUE;
    regs.bx:=getbx(comnr);
    regs.ax:=$4401; regs.dx:=$00e0;           {ignore CTRL-Z..}
    msdos(regs);                             {..when in DOS >2.X!}
    regs.bx:=getbx(comxnr);
    regs.ax:=$4401; regs.dx:=$00e0;
    msdos(regs);
    iostat:=baud(b)+'B+S255X';               (* sendepuffer=128Byte*)
    ioctlout(comnr,iostat);                  {Init Baud,Parit,,t etc}
    iostat:=baud(b)+'B+R8096X';             (*empfangspuffer = 8KB *)
    ioctlout(comnr,iostat);                  {Init Baud,Parit,,t etc}
    IF timeout THEN BEGIN
        iostat := 'T'+CHR(sec)+'000000';
        ioctlout(comnr,iostat);              (*Timeout setzten*)
    END;
END;

PROCEDURE send_v24_ok;

VAR
    buffer            : real;

BEGIN
    buffer := 999999999.0;
    blockwrite(comxnr,buffer,1);             (* Botschaft: es kann losgehen!*)
END;

FUNCTION get_v24_ok:BOOLEAN;

VAR
    buffer            : real;

BEGIN
    blockread(comnr,buffer,1);
    IF buffer = 1111111111.0 THEN BEGIN
        get_v24_ok := TRUE;
    END;
    IF buffer = 0.0 THEN get_v24_ok := FALSE;
END;

PROCEDURE send_dataset(timeout:boolean;sec,ds,b,portnr:integer;fname:STRING);

VAR
    ch                : CHAR;
    textbuff          : STRING;
    buffer            : real;
    i                 : INTEGER;

BEGIN
    IF NOT v24init THEN init_v24(timeout,portnr,b,sec);
    send_v24_ok;
    meldung('Schicke OK für Kommunikation',FALSE,FALSE);
    IF get_v24_ok THEN BEGIN
        meldung('OK für Kommunikation empfangen!',FALSE,TRUE);
        textbuff := COPY(fname,1,5);
        blockwrite(comxnr, textbuff, 1);
        textbuff := COPY(fname,6,5);
    END;
END;

```

```

        blockwrite(comxnr, textbuff, 1);
        textbuff := COPY(fname,11,5);
        blockwrite(comxnr, textbuff, 1);
        FOR i := 0 TO datenzahl-1 DO BEGIN
            buffer := daten[ds,i].wert;
            blockwrite(comxnr, buffer, 1);
        END;
    END
ELSE fehler('Kein OK für Kommunikation! Timeout!')
END; (*send_dataset*)

FUNCTION get_datapoints(i:INTEGER):BOOLEAN;

VAR

    buffer                : real;

BEGIN
    blockread(comnr, buffer,1);
    daten[1,i].wert := buffer;
    IF daten[1,i].wert=1111111111.0 THEN get_datapoints := FALSE
    ELSE get_datapoints := TRUE;
END; (*get_datapoints*)

FUNCTION send_datapoints(value:REAL):BOOLEAN;

VAR

    buffer                : real;

BEGIN
    buffer := value;
    blockwrite(comxnr,buffer,1);
    send_datapoints := TRUE;
END; (*send_datapoints*)

PROCEDURE get_dataset(timeout:boolean;sec,ds,b,portnr:integer);

VAR

    textbuff              : STRING;
    buffer                 : real;
    i                      : INTEGER;

BEGIN
                                { PROGRAM BODY }
    IF NOT v24init THEN init_v24(timeout,portnr,b,sec);
    IF get_v24_ok THEN BEGIN
        meldung('OK für Kommunikation empfangen!',FALSE,TRUE);
        send_v24_ok;
        meldung('Schicke OK für Kommunikation',FALSE,FALSE);
        blockread(comnr, textbuff, 1);
        files[ds] := textbuff;
        blockread(comnr, textbuff, 1);
        files[ds] := files[ds]+textbuff;
        blockread(comnr, textbuff, 1);
        files[ds] := files[ds]+textbuff;
        FOR i := 0 TO datenzahl-1 DO BEGIN
            blockread(comnr, buffer,1);
            daten[ds,i].wert := buffer;
        END;
    END
    ELSE fehler('Kein OK für Kommunikation! Timeout!')
END; (*get_dataset*)

procedure Init_chan(AI, dazu: integer;Trigger:BOOLEAN);

var i,n1,n2,mode:integer;

BEGIN
    SetVec ($60);
    SysInit;
    Init_BB ($CD00);
    for i := AI to (AI + dazu) do CnfAI (i,1,0,1);
    if Trigger then Cnftrig (0,166,255,0);

```

---

```

for i := 1 to dazu + 1 do kanal[i] := AI + i - 1;
kanal[i+1] := -1;
if Trigger then begin
  Cnftrig (0,166,255,0);
  CnfHS (_RG, 0, 1, _Trig, 0, kanal)
end
else CnfHS (_RG, 0, 1, 0, 0, kanal);
CnfRG (0, 2, 2, 3);
channels_init := TRUE;
end;

FUNCTION volt(i:INTEGER):REAL;

VAR
  h :REAL;

BEGIN
  h := i;
  volt := (h + 32765) * 500/32765;
END;

PROCEDURE init_datensatz(var n:integer);

VAR
  j :INTEGER;

BEGIN
  FOR j := 0 TO datenmax DO daten[n,j].wert := 0.0;
END;

PROCEDURE read_channels(VAR ADC_values: HsRun_Ary0);

BEGIN
  HsRun(1,ADC_values,0);
END;

PROCEDURE jumpto(channel,Position:integer);

BEGIN
  writeCh(_AO,channel,Position);
END;

PROCEDURE DACout(value:integer);

BEGIN
  writeCh(_AO,Aux_out,value);
END;

FUNCTION Stellwert(v:real):integer;

BEGIN
  Stellwert := TRUNC(32765/500 * v) - 32765;
END;

FUNCTION calc_steps(direction,pos,start:INTEGER):INTEGER;

VAR
  zwl,p : REAL;
  shrink_factor : REAL;
  frequ_correction : REAL;

BEGIN
  p := pos;
  IF frequ > 64 THEN frequ_correction := 10 * (ln(frequ)-4)
  ELSE IF frequ < 64 THEN frequ_correction := -30*ln(64/frequ)/ln(10)
  ELSE frequ_correction := 1;
  IF direction = 1 THEN BEGIN
    IF p < 10 THEN BEGIN (* in dieser Schleife Stauchungsfaktor für Bereich von -32765 -
0 berechnet*)
      shrink_factor := ganzunten/start;

```

---



```

    END ELSE
      shrink_factor := 1.0;
      p := p*shrink_factor+ganzoben;

    END;
    IF direction = -1 THEN BEGIN
      p := start-p+3000; (*drehen der approx. Kurven um -3000 und invertieren => neg.
Schritte*)
    END;
    IF ABS(p) = 52500.0 THEN p := p+direction*3;
    IF p < 1600 THEN zwi := -0.2*p+1300
    ELSE IF p < 26000.0 THEN zwi := 300+405/0.000068/(p+7500.0)
    ELSE IF direction= 1 THEN
      zwi := 429.0+EXP(1.78*LN(ABS((p-52500.0)/2700.0)))
      ELSE zwi := 300+405/0.000068/(p+7500.0);
    zwi := zwi + frequ_correction;
    calc_steps := TRUNC(zwi/32*1.05); (*willkür!*)
  END;

```

```

FUNCTION calc_drift(direction, ti, periods, frequenz, pos: INTEGER):INTEGER;

```

```

VAR

```

```

  f_factor, zwi : REAL;

```

```

BEGIN

```

```

  f_factor := 2.0; (*frequ/64; probeweise aus folg. Zeile herausgenommen*)

```

```

  IF periods <= 80 THEN zwi := 2.5*LN((f_factor*64*ti+SQR((periods-80)/2)+periods-
10)/100)

```

```

    ELSE zwi := 2.5*LN((64*ti*f_factor-1.3*(periods-130))/100);

```

```

  IF periods >= 34 THEN zwi := zwi + 2.0*LN((periods-34)/100) + 2.55

```

```

    ELSE zwi := zwi -0.45; (*2 * periods - 76.6 + 2.55;      wg. ln immer >0!*)

```

```

  IF direction=-1 THEN calc_drift := direction*
on*TRUNC(0.7*8*zwi*calc_steps(direction,pos,pos)) (* zwi ergibt lambda/4 => *8!!*)

```

```

    ELSE calc_drift := direction*TRUNC(0.7*8*zwi*calc_steps(direction,pos,pos)); (* zwi
ergibt lambda/4 => *8!!*)

```

```

END;

```

```

FUNCTION time:LONGINT;

```

```

VAR

```

```

  hh,mm,ss,s100 :WORD;

```

```

BEGIN

```

```

  gettime(hh,mm,ss,s100);

```

```

  time := hh*3600+mm*60+ss;

```

```

END;

```

```

PROCEDURE save_asc(chan,ds:integer;dateiname,ext:string);

```

```

FUNCTION generate_fname(chan:integer;ext:STRING):STRING;

```

```

VAR

```

```

  hs,hs2,zwi      : STRING;

```

```

BEGIN

```

```

  IF sample_mod=single_dir THEN BEGIN

```

```

    IF chan = chan2data[0,d_laser] THEN hs := 'L_'

```

```

    ELSE IF chan = chan2data[0,d_referenz] THEN hs := 'R_'

```

```

    ELSE IF chan = chan2data[0,d_erg1] THEN hs := 'S1'

```

```

    ELSE IF chan = chan2data[0,d_erg2] THEN hs := 'S2'

```

```

    ELSE IF chan = chan2data[0,d_dum1] THEN hs := 'D1'

```

```

    ELSE IF chan = chan2data[0,d_dum2] THEN hs := 'D2'

```

```

    ELSE IF chan = chan2data[0,d_vep1] THEN hs := 'V1'

```

```

    ELSE hs := 'X_';

```

```

  END

```

```

  ELSE IF sample_mod=double_dir THEN BEGIN

```

```

    IF (chan = chan2data[0,d_laser]) THEN hs := 'L_'

```

```

    ELSE IF (chan = chan2data[0,d_referenz]) OR

```

```

      (chan = chan2data[0,d_dum1]) THEN hs := 'R_'

```

```

    ELSE IF (chan = chan2data[0,d_erg1]) OR

```

```

                (chan = chan2data[0,d_erg2]) THEN hs := 'S_'
(*) ELSE IF (chan = chan2data[0,d_vepl]) OR
            (chan = chan2data[0,d_dum2]) THEN hs := 'V_'
*)
    ELSE hs := 'X_';
    END;
    STR(fismess_nr,hs2);
    WHILE length(hs2) < 3 DO hs2 := '0'+hs2;
    zwi := hs2 + hs + ext + '.01';
    generate_fname := zwi;
END;

var
i                : integer;
Ascfile          : text;
text1,text2,
hs,hs3          : string;
timeout         : BOOLEAN;
sec,b,portnr    : INTEGER;
y,m,d,dw,h,min,s,s100 : WORD;

begin
FOR i := 0 TO LENGTH(dateiname) DO dateiname[i] := UPCASE(dateiname[i]);

IF (dateiname = 'RS2') THEN BEGIN
    timeout := TRUE; sec := 60; b := 192; portnr := 2;
    send_dataset(timeout,sec,ds,b,portnr,generate_fname(chan,ext));
END
ELSE BEGIN
    IF dateiname = '' THEN dateiname := generate_fname(chan,ext)
    ELSE BEGIN
        i := POS('.',dateiname);
        IF i = 0 THEN dateiname := dateiname + '.' + ext;
        END;
        dateiname := fispath + scan(dateiname);
        assign (ASCfile, dateiname); rewrite (ASCfile);
        text1 := 'Kanal ';
        STR(chan,hs);
        text1 := text1 + hs;
        text1 := text1 + ' --> DS ';
        STR(ds,hs);
        text1 := text1 + hs + ' am ';
        getdate(y,m,d,dw);
        str(d,hs);
        text1 := text1 + hs + '.';
        str(m,hs);
        text1 := text1 + hs + '.';
        str(y,hs);
        text1 := text1 + hs + ', ';
        gettime(h,min,s,s100);
        str(h,hs);
        text1 := text1 + hs + ':';
        str(min,hs);
        text1 := text1 + hs + ':';
        str(s,hs);
        text1 := text1 + hs;
        writeln (ASCfile,'#                ',text1);

        text2 := 'Messung ';
        str(fismess_nr,hs);
        text2 := text2 + hs;
        text2 := text2 + ', ';
        str(n_per,hs);
        text2 := text2 + hs;
        text2 := text2 + ' Punkte/Per., ';
        text2 := Text2 + ext + ', F=';
        STR(frequ,hs);
        text2 := text2+hs;
        writeln (ASCfile,'#                ',text2);

        writeln (ASCfile,'# Einheit X-Achse: Zeit');
        writeln (ASCfile,'# Einheit Y-Achse: Ampl');
        writeln (ASCfile,'# Datenanzahl      : ', datenzahl);
        writeln (ASCfile,'#                   : 1');
        writeln (ASCfile,'# Skalierung X      : 1');
        writeln (ASCfile,'# Skalierung Y      : 1');
        for i := 1 to datenzahl do BEGIN
            write(ASCfile, daten[ds, i-1].wert);
            (* Diese umst.,ndliche *)
            (* Schreibweise wg. *)

```

```

        writeln(ASCfile);                                (* senden/empfangen über*)
    END;                                                (* RS2 !! *)
    close (ASCfile);
    assign(ascfile,dateiname);
    reset(ascfile);read(ascfile,text1);
    close(ascfile);
    END;(*else*)
end;

```

```
PROCEDURE set_position(VAR pos:integer;x:integer;var ok:BOOLEAN);
```

```

BEGIN
    ok := TRUE;
    IF (x >= 0) THEN pos := Stellwert(x)
    ELSE CASE x OF
        -1 : pos := Aktpos;
        -2 : IF wp_found THEN pos := Wpos
            ELSE BEGIN
                fehler('Bitte erst Weislichtposition suchen!');
                ok := FALSE;
            END
        ELSE BEGIN
            fehler('Ungültige Startposition');
            ok := FALSE;
            pos := Aktpos;
        END;
    END;
END;

```

```
PROCEDURE get_laser_params(VAR hpos:INTEGER);
```

```

VAR
    i          : INTEGER;
    h_adc      : HsRun_Ary0;
    hmin,hmax  : INTEGER;

BEGIN
    Init_chan(1,6,FALSE);
    hpos := ganzunten;
    hmin := 4000;
    hmax := 0;
    jumpto(Piezo_out,hpos);
    delay(waitlang);
    FOR i := 0 TO 10000 DO BEGIN
        hpos := hpos + 1;
        jumpto(Piezo_out,hpos);
        read_channels(h_adc);
        IF h_adc[laser] > hmax THEN hmax := h_adc[laser];
        IF h_adc[laser] < hmin THEN hmin := h_adc[laser];
    END;
    laseramplitude := TRUNC((hmax - hmin)/2);
    laseroffset    := TRUNC((hmax + hmin)/2);
    params_init := TRUE;
    Init_chan(1,6,trigger_jn);
END;

```

```
PROCEDURE find_next_zero(VAR pos:INTEGER;direction:INTEGER);
```

```

CONST
    array_len = 10;

VAR
    zero_found      : BOOLEAN;
    i,j,k,suchgen,  : INTEGER;
    act_value       : INTEGER;
    steig           : ARRAY[0..array_len] OF INTEGER;
    h_adc           : HsRun_Ary0;

BEGIN
    suchgen := TRUNC(Laseramplitude/25);
    zero_found := FALSE;
    FOR i := 0 TO array_len DO steig[i] := 0;

```

```

i := 0;
REPEAT
  pos := pos + direction*5;
  jumpto(Piezo_out,pos);
  read_channels(h_adc);
  act_value := h_adc[laser];
  IF i < array_len THEN steig[i] := act_value
  ELSE BEGIN
    FOR j := 1 TO array_len DO BEGIN
      steig[j-1] := steig[j];
    END;
    steig[array_len] := act_value;
    IF ABS(Laseroffset - act_value) < suchgen THEN BEGIN
      IF (steig[0] - steig[array_len])*direction < 0 THEN BEGIN
        zero_found := TRUE;
      END;
    END;
  END;
  i := i+1;
UNTIL zero_found;
END;

PROCEDURE driveto(VAR Pos, endpos:INTEGER; periods, direction:INTEGER;
  geregelt,erfassen:BOOLEAN;speed:INTEGER);

VAR
  i,j,k,l,anteil,chan,
  suchgen,steig,
  end_value,start          : INTEGER;
  last_l_value,index,
  act_l_value,diff         : INTEGER;
  h_adc                   : HsRun_Ary0;
  step                    : INTEGER;
  measure_now,measure_range,
  take_datapoint,ok,
  send_imidiately         : BOOLEAN;
  dyn_correct,factor     : REAL;

BEGIN
  IF NOT params_init THEN BEGIN
    Fehler('Bitte zuerst Parameter einstellen !!!');
    done := FALSE;
  END
  ELSE BEGIN
    start := pos;
    measure_now := FALSE;
    (* Es soll noch nicht gemessen werden (wg.Einschwingen) *)
    send_imidiately := FALSE;
    (* die erfaßten Datenpunkte werden nicht sofort via V24 verschickt*)
    step := speed*calc_steps(direction,pos,start) * direction;
    (* erste Schrittweite wird berechnet*)
    anteil := TRUNC(32/n_per);
    (* der jeweils wievielte Datenpunkt wird erfaßt?*)
    i := 0; j := 0; k := 0; l := 0;

    end_value := TRUNC(32 * periods);
    read_channels(h_adc);
    IF (dac_out_channel <> -1) THEN
      DACout(TRUNC(h_adc[dac_out_channel]* dac_out_factor));
    Act_l_value := h_adc[laser];
    pos := pos + step;

    IF erfassen THEN BEGIN
      FOR k := 1 TO chan_max DO IF (chan2data[1,k] = -2) THEN BEGIN
        (* Daten werden direkt nach dem Erfassen zur v24 geschickt!*)
        init_v24(TRUE,2,192,30) ;
        send_imidiately := TRUE;
      END;
      beep;
    END;
  REPEAT
    j := i MOD 32;
    (* Index für Vorgabe *)
    l := TRUNC((i - 32*es_per)/anteil) MOD datenzahl;
    (* Index für den Datensatz*)
    (* IF direction=-1 THEN l := datenzahl-l-1;

```

```

*)
(* Datensatz-Index umdrehen, wenn abw„rts gemessen*)
measure_range := (i >= 32*es_per) AND (i <= 32*(periods - es_per)-1);
take_datapoint := (i MOD anteil = 0);
measure_now := measure_range AND take_datapoint;
read_channels(h_adc);
(* bewegen des Interferometers, anspringen einer neuen Position*)
jumpto(Piezo_out,pos);
(*neuberechnung der nächsten Schrittweite*)
step := speed*calc_steps(direction,pos,start) * direction;
IF geregelt THEN BEGIN
  Last_l_value := Act_l_value;
  Act_l_value := h_adc[Laser];
  IF act_l_value > last_l_value THEN steig := direction
  ELSE steig := -direction;
  diff := TRUNC((Act_l_value - Vorgabe[j])*r_factor * -steig);
(*
  Dient der Ausgabe der Differenz über einen DAC fürs Oszi
  DACout(5*diff);
*)
*)
  IF (erfassen AND measure_now) THEN BEGIN
    IF chan2data[1,d_erg1] = -2 THEN ok :=
send_datapoints(h_adc[chan2data[0,d_erg1]]);
    FOR k := 1 TO chan_max DO BEGIN
      index := chan2data[1,k];
      chan := chan2data[0,k];
      IF index > -1 THEN daten[index,1].wert := daten[index,1].wert + h_adc[chan];
    END;
  ELSE BEGIN (*dise Schleife dient dem Zeitverhalten, sonst nichts!!*)
    FOR k := 1 TO chan_max DO BEGIN
      index := chan2data[1,k];
      chan := chan2data[0,k];
      IF NOT (index = -1) THEN BEGIN
        daten[index,1].wert := daten[index,1].wert;
      END;
    END;
  END;
  END;
  END;
  IF (NOT geregelt) THEN BEGIN
    steig := 1;
    diff := 0;
    IF (erfassen AND measure_now) THEN BEGIN
      FOR k := 1 TO chan_max DO BEGIN
        index := chan2data[1,k];
        chan := chan2data[0,k];
        IF NOT (index = -1) THEN BEGIN
          daten[index,1].wert := daten[index,1].wert + h_adc[chan];
        END;
      END;
    END;
  ELSE BEGIN (* diese Schleife tut nix, sie dient nur der
    gleich schnellen Abarbeitung der IF,ELSE bedingungen*)
    FOR k := 1 TO chan_max DO BEGIN
      index := chan2data[1,k];
      chan := chan2data[0,k];
      IF NOT (index = -1) THEN BEGIN
        daten[index,1].wert := daten[index,1].wert + 0.0;
      END;
    END;
  END; (*else*)
  END;
  pos := pos + step + diff;
  i := i + speed;
  (*wenn endposition angegeben wurde, wird geprüft, ob diese Pos bereitserreicht
ist*)
  IF endpos <> 0 THEN BEGIN
    (*wenn die Endposition unter-/überschritten wird, wird end_value auf abbruch
gesetzt*)
    IF direction*(pos - endpos) > 0 THEN i := end_value;
  END
  UNTIL (i >= end_value);
  done := TRUE;
  IF erfassen THEN BEGIN
    IF send_imdiately THEN ok := send_datapoints(111111111.0);
    beep;beep;
  END; (*erfassen*)
  END;
END;(*driveto*)

```

```

procedure procfisparam(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  step      :REAL;
  i         :INTEGER;

BEGIN
  n_max     := datenzahl;
  n_per     := bef^.inhalt.nr; next(bef);
  frequ     := bef^.inhalt.nr; next(bef);
  r_factor  := bef^.inhalt.fa; next(bef);
  es_per    := bef^.inhalt.nr;
  get_laser_params(Aktpos);
  step := 2*pi/32;
  for i := -1 to 32 DO BEGIN
    vorgabe[i] := TRUNC(SIN(step*i)*Laseramplitude + Laseroffset);
  END;
  params_init := TRUE;
  DACout(0);
END;

procedure procfisgo(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  go_from,periods,
  direction,speed,n : INTEGER;
  geregelt,erfassen,
  aufaddieren,ok    : BOOLEAN;
  endpos            : INTEGER;

BEGIN
  DACout(0);
  ok := FALSE;
  go_from := bef^.inhalt.nr; next(bef);
  periods := bef^.inhalt.nr; next(bef);
  direction:= bef^.inhalt.nr; next(bef);
  erfassen := (bef^.inhalt.nr = 1); next(bef);
  aufaddieren := (bef^.inhalt.nr = 1);
  geregelt := TRUE;

  set_position(Aktpos,go_from,ok);
  IF (NOT aufaddieren) THEN
    FOR n := 1 TO max_lok DO init_datensatz(n);
  IF ok THEN BEGIN
    jumpto(Piezo_out,Aktpos);
    delay(waitlang);
    speed := 1;
    DACout(32000);
    endpos := 0;
    driveto(Aktpos,endpos, 2*es_per+periods,direction,geregelt,erfassen,speed);
    DACout(0);
  END;
END;

procedure procfispos(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  hv: INTEGER;
  ok: BOOLEAN;

BEGIN
  ok := FALSE;
  hv := bef^.inhalt.nr;
  set_position(Aktpos,hv,ok);
  IF ok THEN BEGIN
    jumpto(Piezo_out,Aktpos);
  END
  ELSE fehler('Ungültige Positionsbezeichnung!');
  delay(waitlang);
END;

PROCEDURE procfisv24ok(var done:boolean;bef:Bliste);

```

```

VAR
  buffer      : REAL;

BEGIN
  buffer := 9999999999.0;
  blockwrite(comxnr,buffer,1);
END;

procedure procfisozsi(var done:boolean;bef:Bliste);

CONST
  hoch = 1;
  runter = -1;

VAR
  regel_jn,erfass_jn,volt_jn,
  add_jn                                     : INTEGER;
  oz_mitte,periods, oz_volt,
  position,i,j,k,l,n,direction,
  limit,loop,speed,ds_number,
  ch_number,antidrft,start                 : INTEGER;
  measure_ERGup_jn,measure_ERGdo_jn        : INTEGER;
  measure_REFup_jn,measure_REFdo_jn        : INTEGER;
  measure_LASup_jn,measure_LASdo_jn        : INTEGER;
  measure_VEPup_jn,measure_VEPdo_jn        : INTEGER;
  v_ampl,geregelt,erfassen,
  aufaddieren,getrennt_rauf_runter,
  speichern,ok,wait_for_v24_ok             : BOOLEAN;
  ch                                         : CHAR;
  ext,nr                                     : STRING[3];
  out                                        : TEXT;
  buffer,t_move                             : REAL;
  t_drift                                    : LONGINT;
  endpos, minpos, maxpos                    : INTEGER;

BEGIN
  ok := FALSE;
  oz_mitte := bef^.inhalt.nr; next(bef);
  periods := bef^.inhalt.nr; next(bef);
  geregelt := (bef^.inhalt.nr = 1); next(bef);
  erfassen := (bef^.inhalt.nr = 1); next(bef);
  aufaddieren := (bef^.inhalt.nr = 1);next(bef);
  speichern := (bef^.inhalt.nr = 1); next(bef);
  limit := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  wait_for_v24_ok := (bef^.inhalt.nr = 1);
  FOR n := 1 TO max_lok DO init_datensatz(n); (* datensätze zu Beginn löschen*)
  set_position(aktpos,oz_mitte,ok);          (* aktpos mit startwert besetzten*)
  IF ok THEN BEGIN                          (* wenn gültige Startposition*)
    jumpto(Piezo_out,Aktpos);                (* anspringen Startposition*)
    delay(waitkurz);                          (* Pause*)
    direction := runter;                       (* erst mal runterfahren *)
    loop := 0;
    speed := 1;
    endpos := 0;                               (* beim ersten Fahren keine Endposistion
angegeben*)
    find_next_zero(Aktpos,-1);
    (* Halbe Wegstrecke runterfahren, kein Erfassen*)
    driveto(Aktpos,endpos,TRUNC(periods/2),direction,geregelt,FALSE,speed);
    measure_REFup_jn := chan2data[1,d_referenz]; (* Orig. Wert zwischenspeichern*)
    measure_REFdo_jn := chan2data[1,d_dum1];    (* siehe oben*)
    measure_ERGup_jn := chan2data[1,d_ERG1];    (* Orig. Wert zwischenspeichern*)
    measure_ERGdo_jn := chan2data[1,d_ERG2];    (* siehe oben*)
    measure_VEPup_jn := chan2data[1,d_VEP1];    (* Orig. Wert zwischenspeichern*)
    measure_VEPdo_jn := chan2data[1,d_dum2];    (* siehe oben*)
    (* der Wert für's speichern wird in der
REPEAT Schleife bei der Einstellung
auf/ab getrennt speichern alternierend
ge„ndert*)
    direction := -direction;
    REPEAT
      IF (sample_mod=double_dir) AND erfassen THEN BEGIN
        chan2data[1,d_referenz] := measure_REFup_jn; (* refup wird erfasst *)
        chan2data[1,d_dum1] := -1; (* redo wird nicht erf. *)
        chan2data[1,d_ERG1] := measure_ERGup_jn; (* ergup wird erfasst *)

```

```

chan2data[1,d_ERG2] := -1; (* ergdo wird nicht erf.*)
chan2data[1,d_VEP1] := measure_VEPup_jn; (* vepup wird erfasst *)
chan2data[1,d_dum2] := -1; (* vepdo wird nicht erf.*)
(* ab dem 2. hochfahren nur bis maxpos fahren*)
IF loop > 0 THEN endpos := maxpos;
(* rauffahren!*)
driveto(Aktpos,endpos, 2*es_per+periods,direction,geregelt,erfassen,speed);
(* nach dem ersten hochfahren maxpos merken!*)
IF loop = 0 THEN maxpos := Aktpos;
t_drift := 0;
IF NOT aufaddieren AND speichern THEN BEGIN
  t_drift := time;
  STR(loop,ext);
  ext := 'u'+ ext;
  FOR i := 1 TO chan_max DO BEGIN
    ds_number := chan2data[1,i];
    ch_number := chan2data[0,i];
    IF (ds_number <> -1) THEN BEGIN
      save_asc(ch_number,ds_number,files[ds_number],ext);
    END;
  END;
  IF wait_for_v24_ok THEN blockread(comnr, buffer,1);
  t_drift := time - t_drift;
  IF t_drift < 1.0 THEN t_drift := 1;
END;
(* Antidrift*)
Aktpos := Aktpos - calc_drift(direction,t_drift,periods+2*es_per,frequ,aktpos);
jumpto(Piezo_out,Aktpos);
direction := -direction; (* runterfahren *)

chan2data[1,d_referenz] := -1; (* refup wird nicht erfasst *)
chan2data[1,d_dum1] := measure_REFdo_jn; (* redo wird erf. falls gewollt*)
chan2data[1,d_ERG1] := -1; (* ergup wird nicht erfasst *)
chan2data[1,d_ERG2] := measure_ERGdo_jn; (* ergdo wird erf. falls gewollt*)
chan2data[1,d_VEP1] := -1; (* vepup wird nicht erfasst *)
chan2data[1,d_dum2] := measure_VEPdo_jn; (* vepdo wird erf. falls gewollt*)
(* die aktuelle position wird als minpos festgehalten.
wenn driveto mit endpos <>0 aufgerufen wird, wird nur bis endpos gefahren,
sonst wird anzahl Perioden gefahren *)
IF loop > 0 THEN endpos := minpos;
(*runterfahren*)
driveto(Aktpos,endpos,2*es_per+periods,direction,geregelt,erfassen,speed);
(* nach dem ersten Runterfahren minpos merken!*)
IF loop = 0 THEN minpos := aktpos;
t_drift := 0;
IF NOT aufaddieren AND speichern THEN BEGIN
  STR(loop,ext);
  ext := 'd'+ ext;
  t_drift := time;
  FOR i := 1 TO chan_max DO BEGIN
    ds_number := chan2data[1,i];
    ch_number := chan2data[0,i];
    IF (ds_number <> -1) THEN BEGIN
      save_asc(ch_number,ds_number,files[ds_number],ext);
    END;
  END;
  IF wait_for_v24_ok THEN blockread(comnr, buffer,1);
  t_drift := time - t_drift;
  IF t_drift < 1.0 THEN t_drift := 1;
END;
(* Antidrift*)
Aktpos := Aktpos - calc_drift(direction,t_drift,periods+2*es_per,frequ,aktpos);
jumpto(Piezo_out,Aktpos);
direction := -direction; (* rauffahren *)
END
ELSE BEGIN (*sample_mod = single_dir*)
driveto(Aktpos,endpos,2*es_per+periods,direction,geregelt,erfassen,speed);
t_drift := 0;
IF NOT aufaddieren AND speichern THEN BEGIN
  STR(loop,ext);
  ext := 'u'+ ext;
  t_drift := time;
  FOR i := 1 TO chan_max DO BEGIN
    ds_number := chan2data[1,i];
    ch_number := chan2data[0,i];
    IF (ds_number <> -1) THEN BEGIN
      save_asc(ch_number,ds_number,files[ds_number],ext);
    END;
  END;
END;

```



```

        END;
        IF wait_for_v24_ok THEN blockread(comnr, buffer,1);
        t_drift := time - t_drift;
        IF t_drift < 1.0 THEN t_drift := 1;
        (* Antidrift*)
        Aktpos := Aktpos -
calc_drift(direction,t_drift,periods+2*es_per,frequ,aktpos);
        jumpto(Piezo_out,Aktpos);
        END;
        direction := -direction; (* rauffahren *)
    END;
    loop := loop + 1;
    IF KEYPRESSED THEN ch := READKEY;
    IF (NOT aufaddieren) AND (NOT (ch=#27))
        AND (loop <> limit) THEN
        IF (NOT aufaddieren) THEN
            FOR n := 1 TO max_lok DO init_datensatz(n);
        str(loop,nr);
        IF direction =-1 THEN nr := nr + '. Lauf runter'
        ELSE nr := nr + '. Lauf hoch';
        meldung(nr,FALSE,FALSE);
        UNTIL (ch=#27) OR (loop = limit);
        END;
        chan2data[1,d_referenz] := measure_REFup_jn;
        chan2data[1,d_dum1] := measure_REFdo_jn;
        chan2data[1,d_ERG2] := measure_ERGdo_jn;
        chan2data[1,d_ERG1] := measure_ERGup_jn; (* beide Kan„le werden zurückgesetzt*)
        chan2data[1,d_VEP1] := measure_VEPup_jn;
        chan2data[1,d_dum2] := measure_VEPdo_jn;
        IF (loop <> 0) AND aufaddieren THEN BEGIN (* in diesen Schleifen werden die *)
            (* gesp. und aufadd. Daten dividiert*)
            FOR i := 1 TO chan_max DO BEGIN
                IF (chan2data[1,i] <> -1) THEN BEGIN
                    k := chan2data[1,i];
                    STR(loop,ext);
                    ext := 'u'+ ext;
                    FOR j := 0 TO datenzahl-1 DO BEGIN
                        IF sample_mod=single_dir THEN daten[k,j].wert:=daten[k,j].wert/loop;
                        IF sample_mod=double_dir THEN daten[k,j].wert:=daten[k,j].wert/(2*loop);
                    END;
                    IF speichern THEN BEGIN
                        ds_number := k;
                        ch_number := chan2data[0,i];
                        save_asc(ch_number,ds_number,files[ds_number],ext);
                    END;
                END;(*endif*)
            END; (*endif i*)
        END; (*endif*)
        IF speichern THEN BEGIN
            fismess_nr := fismess_nr + 1;
            change_initfile;
        END;
        meldung('Hoch/runter-L,,ufe beendet',FALSE,TRUE);
    END; (*procfisoz*)

procedure procfisdac(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
    sign,value,
    channel : INTEGER;
    factor : REAL;
    ch : CHAR;
    ok : BOOLEAN;

BEGIN
    ok := FALSE;
    channel := bef^.inhalt.nr; next(bef);
    factor := bef^.inhalt.nr;
    ok := ((channel >= 0) AND (channel <=chan_max));
    IF ok THEN BEGIN
        dac_out_channel := channel;
        dac_out_factor := factor;
    END
    ELSE fehler('Falsche Kanalnummer oder Vorzeichen!');
END;

```

```

procedure procfisflip(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  ampl,up_limit,
  down_limit   : INTEGER;
  ch           : CHAR;
  step,mitte   : INTEGER;
  ok           : BOOLEAN;

BEGIN
  ok := FALSE;
  mitte := bef^.inhalt.nr; next(bef);
  ampl := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  step := bef^.inhalt.nr;
  set_position(aktpos,mitte,ok);
  up_limit := aktpos + (Stellwert(ampl)+32765);
  down_limit := aktpos - (Stellwert(ampl)+32765);
  IF ok THEN BEGIN
    jumpto(Piezo_out,aktpos);
    IF KEYPRESSED THEN ch := READKEY;
    REPEAT
      REPEAT
        aktpos := aktpos + step;
        jumpto(Piezo_out,aktpos);
        delay(1);
      UNTIL (aktpos < down_limit) OR (aktpos > up_limit) OR KEYPRESSED;
      step := -step;
    UNTIL KEYPRESSED;
    done := TRUE;
  END;
END;

```

```

procedure procfisinit(var done:boolean;bef:Bliste);

```

```

BEGIN
  CASE sample_mod OF

    single_dir: BEGIN
      Piezo_Out := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Aux_Out   := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Laser     := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Referenz  := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Dum1      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      ERG1      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      ERG2      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      VEP1      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Dum2      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Trigger_jn:= (bef^.inhalt.nr = 1);
      chan2data[0,d_laser] := Laser;
      chan2data[0,d_Referenz] := Referenz;
      chan2data[0,d_Dum1] := Dum1;
      chan2data[0,d_ERG1] := ERG1;
      chan2data[0,d_ERG2] := ERG2;
      chan2data[0,d_VEP1] := VEP1;
      chan2data[0,d_dum2] := dum2;
      Init_chan(1,6,trigger_jn);
    END;

    double_dir: BEGIN
      Piezo_Out := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Aux_Out   := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Laser     := 1;
      Referenz  := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Dum1      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      ERG1      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      ERG2      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      VEP1      := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      Dum2      := bef^.inhalt.nr;
      Trigger_jn:= TRUE;
      chan2data[0,d_laser] := Laser;
      chan2data[0,d_Referenz] := Referenz;
      chan2data[0,d_Dum1] := Dum1;
      chan2data[0,d_ERG1] := ERG1;
      chan2data[0,d_ERG2] := ERG2;
      chan2data[0,d_VEP1] := VEP1;
      chan2data[0,d_dum2] := dum2;
      Init_chan(1,6,trigger_jn);
    END;
  END;

```

```

        END;
        END; (*CASE*)
        DACout(0);
    END;

procedure procfisfiles(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR str_ende,i    : INTEGER;

BEGIN
    files[1] := COPY(bef^.inhalt.ko,1,12); next(bef);
    files[2] := COPY(bef^.inhalt.ko,1,12); next(bef);
    files[3] := COPY(bef^.inhalt.ko,1,12); next(bef);
    files[4] := COPY(bef^.inhalt.ko,1,12); next(bef);
    files[5] := COPY(bef^.inhalt.ko,1,12); next(bef);
    files[6] := COPY(bef^.inhalt.ko,1,12); next(bef);
    fispath := COPY(bef^.inhalt.ko,1,18);
    str_ende := pos(' ',fispath);
    fispath := COPY(fispath,1,LENGTH(fispath)-str_ende);
    for i := 1 to 6 DO BEGIN
        str_ende := pos(' ',files[i]);
        files[i] := COPY(files[i],1,LENGTH(files[i])-str_ende);
    END;
END;

PROCEDURE write_infos_to_file;

VAR
    dl,d2,d3,d4,d5,d6,d7 : string;
    i                     : INTEGER;
    out                   : TEXT;

BEGIN
    str(fisness_nr,dl);
    dl := fispath + dl + '_info.txt';
    assign(out,dl);
    (* IF exist(dl) THEN append(out)
    ELSE
    *)
    rewrite(out);
    writeln(out,'#');
    writeln(out,'# Zuordnung von Kan, len zu Datens,tzen');
    IF sample_mod=single_dir THEN writeln(out,'# 6 Kan,le einfach (nur hoch) gemessen')
    ELSE writeln(out,'# 3 Kan,le doppelt (rauf/runter) gemessen');
    writeln(out,'#');
    write(out,'# Index          ');
    FOR i := 1 TO chan_max DO BEGIN
        str(i,dl);
        write(out,'      '+dl+' ');
    END;
    writeln(out);

    write(out,'# Bezeichnung          ');
    IF sample_mod = single_dir THEN
        writeln(out,' Laser      Ref.      Dum1      ERG1      ERG2      VEP1      Dum2')
    ELSE
        writeln(out,' Laser      Ref.up  Ref.dwn  ERG1up  ERG2dwn  VEPlup  Dum2dwn');

    write(out,'# Kanal Nr.          ');
    FOR i := 1 TO chan_max DO BEGIN
        str(chan2data[0,i],dl);
        write(out,'      '+dl+' ');
    END;
    writeln(out);
    write(out,'# Datensatz-Nr.          ');
    FOR i := 1 TO chan_max DO BEGIN
        str(chan2data[1,i],dl);
        IF length(dl) < 2 THEN write(out,' ');
        write(out,'      '+dl+' ');
    END;
    writeln(out);
    writeln(out,'#');
    close(out);
END;

procedure procfisda(var done:boolean;bef:Bliste);

```

```

VAR
  print_chan2data   : BOOLEAN;

BEGIN
  CASE sample_mod OF

    single_dir: BEGIN
      chan2data[1,d_laser] := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      chan2data[1,d_Referenz] := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      chan2data[1,d_dum1] := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      chan2data[1,d_ERG1] := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      chan2data[1,d_ERG2] := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      chan2data[1,d_VEP1] := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      chan2data[1,d_Dum2] := bef^.inhalt.nr; next(bef);
      print_chan2data := (bef^.inhalt.nr=1);
    END;

    double_dir: BEGIN
      chan2data[1,d_Referenz] := bef^.inhalt.nr; next(bef); (*rauf*)
      chan2data[1,d_Dum1] := bef^.inhalt.nr; next(bef); (*runter*)
      chan2data[1,d_ERG1] := bef^.inhalt.nr; next(bef); (*rauf*)
      chan2data[1,d_ERG2] := bef^.inhalt.nr; next(bef); (*runter*)
      chan2data[1,d_VEP1] := bef^.inhalt.nr; next(bef); (*rauf*)
      chan2data[1,d_Dum2] := bef^.inhalt.nr; next(bef); (*runter*)
      print_chan2data := (bef^.inhalt.nr=1);
    END;
  END;(*CASE*)
  IF print_chan2data THEN write_infos_to_file;
END;

PROCEDURE procfisgoweis(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  pos,act_value,
  accur_pos      : INTEGER;
  h_adc          : HsRun_Ary0;
  accur_val      : REAL;
  ch             : CHAR;

BEGIN
  IF keypressed THEN ch := readkey;
  IF wp_found THEN BEGIN
    accur_val := TRUNC(wpos_value/25);
    accur_pos := 100;
    pos := ganzunten;
    jumpto(Piezo_out,pos);
    delay(waitlang);
    REPEAT
      pos := pos + calc_steps(1,pos,ganzunten);
      jumpto(Piezo_out,pos);
      read_channels(h_adc);
      act_value := h_adc[referenz];
      (* getriggerte Erfassung *)
      (* Wert zur Pos.-Best. zuweisen *)
      (* Weißlichtpos-Wert ?? *)
    UNTIL (ABS(Wpos_value) - ABS(act_value) < accur_val) OR
           (ABS(Wpos-pos) < accur_pos) OR (ch=#27);
  END
  ELSE
    fehler('Bitte erst Weisslichtpos. suchen!');
  Aktpos := pos;
end;

PROCEDURE procfisfindweis(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  i,l_min,l_max,
  pos,maxpos,minpos,
  mima,act_value  : INTEGER;
  ausgeben,ok     : BOOLEAN;
  h_adc           : HsRun_Ary0;
  test            : real;
  ch              : char;

BEGIN
  mima := bef^.inhalt.nr;next(bef);

```

```

ausgeben := (bef^.inhalt.nr = 1);
l_min := 4000;
l_max := 0;
ok := TRUE;
pos := ganzunten;
jumpto(Piezo_out,pos);
delay(waitlang);
read_channels(h_adc);
WHILE (pos < ganzoben) AND ok DO BEGIN
  pos := pos + calc_steps(l,pos,ganzunten);
  jumpto(Piezo_out,pos);
  read_channels(h_adc);
  act_value := h_adc[Referenz];
  IF act_value < l_min THEN BEGIN
    l_min := act_value;
    minpos := pos;
  END;
  IF act_value > l_max THEN BEGIN
    l_max := act_value;
    maxpos := pos;
  END;
  IF keypressed then ch := readkey;
  ok := (ch <> #27)
END;
IF mima > 0 THEN BEGIN
  Wpos := maxpos;
  Wpos_value := l_max;
END
ELSE BEGIN
  Wpos := minpos;
  Wpos_value := l_min;
END;
IF ausgeben THEN BEGIN
  writeln (output,'Weißlichtposition gefunden ');
  writeln (output,'bei Volt      : ',volt(wpos):10:5);
  writeln (output,'bei Stellwert : ',Wpos:10);
  writeln (output,'gemessen      : ',Wpos_value:10);
  repeat until keypressed;
END;
Aktpos := pos;
wp_found := TRUE;
end;

```

```
PROCEDURE procfisstep(var done:boolean;bef:Bliste);
```

```

VAR
  l_min,l_max,
  pos,u,u2,act_laser,
  min,max,schwelle,
  min_anzahl,k, start,
  step, direction,
  anteil,i,j,l,
  act_l_value, last_l_value,
  steig,diff      : INTEGER;
  h_adc           : HsRun_Ary0;
  sum,sum2,i2     : REAL;
  out,out2       : TEXT;
  pfad,name       : STRING[18];
  regelnjn       : BOOLEAN;
  t_begin        : REAL;

BEGIN
  min := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  max := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  regelnjn := (bef^.inhalt.nr=1);next(bef);
  schwelle := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  min_anzahl := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  pfad:= bef^.inhalt.ko;next(bef);
  name:= bef^.inhalt.ko;
  name := pfad + name;
  assign(out,name+'.01');
  assign(out2,name + '.05');
  rewrite(out);
  rewrite(out2);
  l_min := 4000;
  l_max := 0;
  u := 0;

```

```

u2 := 0;
i2 := 0.0;
k := 0;
sum := Stellwert(min);
pos := Stellwert(min);
jumpsto(Piezo_out,pos);
delay(waitlang);
read_channels(h_adc);
IF params_init THEN BEGIN
  IF NOT regelnjn THEN BEGIN
    WHILE pos < Stellwert(max) DO BEGIN
      pos := pos +1;
      jumpsto(Piezo_out,pos);
      read_channels(h_adc);
      act_laser := h_adc[laser];
      IF (ABS(act_laser-laseroffset) < schwelle) AND (u > min_anzahl) THEN BEGIN
        writeln(out,1000-(32768-sum)*1000/65538,' ',i2);
        k := k + 1;
        u2 := u2+u;
        IF k = 2 THEN BEGIN
          writeln(out2,1000-(32768-sum)*1000/65538,' ',u2);
          k := 0;
          u2 := 0;
        END;
        sum :=sum+u;
        u := 0;
        i2 := i2+0.5;
      END;
      u := u+1;
    END;
    u := 0;
    k := 0;
    u2 := 0;
    Aktpos := pos;
    sum2 := 0.0;
    pos := Stellwert(max);
    WHILE pos > Stellwert(min) DO BEGIN
      pos := pos -1;
      jumpsto(Piezo_out,pos);
      read_channels(h_adc);
      act_laser := h_adc[laser];
      IF (ABS(act_laser-laseroffset) < schwelle) AND (u > min_anzahl) THEN BEGIN
        writeln(out,1000-(32768-sum)*1000/65538,' ',i2);
        k := k + 1;
        u2 := u2+u;
        IF k = 2 THEN BEGIN
          writeln(out2,1000-(32768-sum)*1000/65538,' ',u2);
          k := 0;
          u2 := 0;
        END;
        sum := sum-u;
        u := 0;
        i2 := i2-0.5;
      END;
      u := u+1;
    END;
  END
ELSE BEGIN
  direction := 1;
  pos := Stellwert(min);
  jumpsto(Piezo_out,pos);
  delay(waitlang);
  step := calc_steps(direction,pos,start) * direction;
  anteil := 1;
  i := 0; j := 0; k := 0;l := 0;
  read_channels(h_adc);
  Act_l_value := h_adc[laser];
  pos := pos + step;
  writeln(out2,'#Position : Differenz');
  writeln(out,'#Position : Index Lwl');
  t_begin := time;
  REPEAT
    j := i MOD 32;
    read_channels(h_adc);
    jumpsto(Piezo_out,pos);
    step := calc_steps(direction,pos,start) * direction;
    Last_l_value := Act_l_value;
    Act_l_value := h_adc[Laser];

```

```

    IF act_l_value > last_l_value THEN steig := direction
    ELSE steig := -direction;
    diff := (Act_l_value - Vorgabe[j]);
    writeln(out2, ' ',1000-(32768-pos)*1000/65538, ' ',diff);
    IF j = 0 THEN BEGIN
        writeln(out,time-t_begin, ' ',l);
        l := l+1;
    END;
    diff := TRUNC(diff*r_factor * -steig);
    pos := pos + step + diff;
    i := i + 1;
UNTIL (pos >= Stellwert(max));
direction := -1;
start := pos;
step := calc_steps(direction,pos,start) * direction;
anteil := 1;
i := 0; j := 0; k := 0;
read_channels(h_adc);
Act_l_value := h_adc[laser];
pos := pos + step;
writeln(out2, '#Position : Differenz');
writeln(out, '#Position : Index Lwl');
t_begin := time;
REPEAT
    j := i MOD 32;
    read_channels(h_adc);
    jumpto(Piezo_out,pos);
    step := calc_steps(direction,pos,start) * direction;
    Last_l_value := Act_l_value;
    Act_l_value := h_adc[Laser];
    IF act_l_value > last_l_value THEN steig := direction
    ELSE steig := -direction;
    diff := (Act_l_value - Vorgabe[j]);
    writeln(out2, ' ',1000-(32768-pos)*1000/65538, ' ',diff);
    IF j = 0 THEN BEGIN
        writeln(out,time-t_begin, ' ',l);
        l := l-1;
    END;
    diff := TRUNC(diff*r_factor * -steig);
    pos := pos + step + diff;
    i := i + 1;
UNTIL (pos <= Stellwert(min));
END;
END
ELSE Fehler('Bitte erst Parameter ermitteln');
close(out);
close(out2);
END;

PROCEDURE procsend_v24(var done:boolean;bef:Bliste);

var
    ch,buffer: char;
    ok,timeout, send_now,
    korrekte_eingabe      : BOOLEAN;
    b,datensatz,sec,portnr : INTEGER;

begin
    datensatz := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    timeout := (bef^.inhalt.nr = 1);next(bef);
    sec := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    b := bef^.inhalt.nr;
    portnr := 2;
    korrekte_eingabe := (datensatz IN [1..6]) AND (sec IN [0..255]) AND
                        (portnr IN [1..portmax]);
    IF korrekte_eingabe THEN send_dataset(timeout,sec,datensatz,b,portnr,'dummy')
    ELSE fehler('Fehlerhafte Parameter, keine Ausführung');
end;(*iov24out*)

PROCEDURE procget_v24(var done:boolean;bef:Bliste);

var
    ch,buffer: char;
    ok,timeout,get_now,
    korrekte_eingabe      : BOOLEAN;

```

```

b,datensatz,sec,
portnr      : INTEGER;

begin
                                { PROGRAM BODY }
    datensatz := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    timeout := (bef^.inhalt.nr=1);next(bef);
    sec := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    b := bef^.inhalt.nr;
    portnr := 2;
    korrekte_eingabe := (datensatz IN [1..6]) AND (sec IN [0..255]) AND
                        (portnr IN [1..portmax]);
    IF korrekte_eingabe THEN get_dataset(timeout,sec,datensatz,b,portnr)
    ELSE fehler('Fehlerhafte Parameter, keine Ausführung');
end>(*iov24in*)

procedure procget_point_v24(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
    ok      : BOOLEAN;
    i       : INTEGER;
    zwi     : string;

BEGIN
    init_v24(TRUE,2,192,30) ;
    ok := TRUE;
    i := 0;
    WHILE ok DO BEGIN
        ok := (get_datapoints(i)) AND (i+1 < datenzahl);
        i := i+1;
    END;
END;

PROCEDURE procfisphase(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
    korrekte_eingabe      : BOOLEAN;
    i, ds_reiz,ds_antwort,
    ds_ziel, min, max     : INTEGER;
    const_phase,diff      : REAL;
    out                   : TEXT;

FUNCTION sign(x:real):integer;

BEGIN
    IF x >= 0.0 THEN sign := 1
    ELSE sign := -1
END;

BEGIN
    ds_reiz := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    ds_antwort := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    ds_ziel := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    min:= bef^.inhalt.nr;next(bef);
    max:= bef^.inhalt.nr;
    korrekte_eingabe := (ds_reiz IN [1..6]) AND (ds_antwort IN [1..6])
                        AND (ds_ziel IN [1..6]) AND (min<=max);
    IF korrekte_eingabe THEN BEGIN

        const_phase := 0.0;
        FOR i := min TO max DO BEGIN {konstante Reiz-Phasendiff. benachbarten Frequenzen}
            IF daten[ds_reiz,i].wert > daten[ds_reiz,i+1].wert THEN
                diff := daten[ds_reiz,i].wert - daten[ds_reiz,i+1].wert
            ELSE
                diff := 360 - daten[ds_reiz,i+1].wert + daten[ds_reiz,i].wert;
            const_phase := const_phase + diff;
        END;
        const_phase := ABS(const_phase)/(max-min+1);

        assign(out,'cnstphas.dat');
        rewrite(out);writeln(out,const_phase);
        close(out);

    (*
        i :=0;
        WHILE i<datenzahl-1 DO BEGIN

```



```

    daten[ds_reiz,i].wert := daten[ds_reiz,i].wert ;
    daten[ds_antwort,i].wert := daten[ds_antwort,i].wert ;
    daten[ds_reiz,i+1].wert := daten[ds_reiz,i+1].wert + 180;
    daten[ds_antwort,i+1].wert := daten[ds_antwort,i+1].wert + 180;
    i := i+2;
  END;
*)
FOR i := 0 TO datenzahl-1 DO
  daten[ds_ziel,i].wert := daten[ds_antwort,i].wert;

  FOR i := min TO max DO      {Phase im linearen Bereich = antwort - reiz}
    daten[ds_ziel,i].wert := daten[ds_antwort,i].wert - daten[ds_reiz,i].wert;

  FOR i := 1 TO max - min DO  {subharmonische Phase=antwort-
  Freq.index*konst.Phasediff}
    daten[ds_ziel,i].wert := daten[ds_antwort,i].wert - (i-1)*const_phase;

  FOR i := min TO max DO      {2.Harm gerader Index = (Antwort(2i)-2*Reiz(i))}
    daten[ds_ziel,2*i].wert := (daten[ds_antwort,2*i].wert - 2*daten[ds_reiz,i].wert);

  (* im folgenden wird Modulo umgerechnet, da durch letzte Schleife Werte>360 mög-
  lich.*)
  FOR i := 0 TO datenzahl-1 DO BEGIN
    IF ABS(daten[ds_ziel,i].wert) > 360.0 THEN
      daten[ds_ziel,i].wert := trunc(daten[ds_ziel,i].wert) MOD 360;
    IF daten[ds_ziel,i].wert > 180 THEN
      daten[ds_ziel,i].wert := daten[ds_ziel,i].wert - 360;
    IF daten[ds_ziel,i].wert <= -180 THEN
      daten[ds_ziel,i].wert := daten[ds_ziel,i].wert + 360;
  END;

  FOR i := min TO max-1 DO    {2.Harm. ungerader Index = lin interpol der Nachbarn}
    daten[ds_ziel,2*i+1].wert := (daten[ds_ziel,2*i].wert + da-
    daten[ds_ziel,2*(i+1)].wert)/2;

  END
  else fehler('Fehlerhafte Parameter, keine Berechnung');
END;

PROCEDURE procfislinisp(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  korrekte_eingabe      : BOOLEAN;
  i, ds_ziel,n_per,
  n_max                 : INTEGER;
  wl_laser              : REAL;

BEGIN
  wl_laser := bef^.inhalt.fa;next(bef);
  n_max := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  n_per := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  ds_ziel:= bef^.inhalt.nr;
  korrekte_eingabe := (ds_ziel IN [1..6]) AND (n_per<=n_max) AND
  (TRUNC(n_max/2) <= datenzahl);
  IF korrekte_eingabe THEN BEGIN

  FOR i := 1 to TRUNC(n_max/2) DO BEGIN
    daten[ds_ziel,i].wert := wl_laser*n_max/n_per/i;
  END;

  END
  else fehler('Fehlerhafte Parameter, keine Berechnung');
END;(*procfislinisp*)

PROCEDURE procfisscanin(VAR done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  i,ref_channel,scan_pos : INTEGER;
  h_adc                 : HsRun_Ary0;

BEGIN
  ref_channel := bef^.inhalt.nr;
  IF ref_channel IN [1..6] THEN BEGIN
    Init_chan(1,6,FALSE);
    scan_min := ganzunten;

```

```

    scan_max := ganzoben;
    light_min := 4000;
    light_max := 0;
  (*
    scan_pos := ganzunten;
    jumpto(Aux_out,scan_pos);
    delay(waitkurz);
    read_channels(h_adc);
    light_max := h_adc[ref_channel];
    scan_pos := ganzoben;
    jumpto(Aux_out,scan_pos);
    delay(waitkurz);
    read_channels(h_adc);
    light_min := h_adc[ref_channel];
  *)
  scan_params_init := TRUE;
END
ELSE BEGIN
  fehler('Ungültige Kanalnummer!');
  scan_params_init := FALSE;
END;
Init_chan(1,6,trigger_jn);
END;

PROCEDURE procfiscango(VAR done:boolean;bef:Bliste);

VAR
  i,j,k,l,m,n          : INTEGER;
  ref_channel,scan_pos,
  scan_n_per,abb, modgrad,
  offset,ds_ziel,ds_number,
  ch_number, quelle,
  anz_scans, anteil,index,
  chan,periodenlaenge,
  nulloffset, mittelungen : INTEGER;
  h_adc                : HsRun_Ary0;
  add,ok,abbruch,
  measure_now, speichern,
  inc_fisness_nr       : BOOLEAN;
  off,ampl,step, maxval,
  minval,zwil,meanval,
  factor               : REAL;
  ch                   : CHAR;
  zwi                  : STRING;

FUNCTION maximum(nr:INTEGER):real;

VAR
  i : INTEGER;
  m : REAL;

BEGIN
  m := -1.0E38;
  FOR i := 0 TO datenzahl-1 DO
    IF (daten[nr,i].wert > m) THEN m := daten[nr,i].wert;
  maximum := m;
END;

FUNCTION minimum(nr:INTEGER):real;

VAR
  i : INTEGER;
  m : REAL;

BEGIN
  m := 1.0E38;
  FOR i := 0 TO datenzahl-1 DO
    IF (daten[nr,i].wert < m) THEN m := daten[nr,i].wert;
  minimum := m;
END;

FUNCTION mean(nr:INTEGER):real;

VAR
  i : INTEGER;
  m : REAL;

```

```

BEGIN
  m := 0.0;
  FOR i := 0 TO datenzahl-1 DO
    m := daten[nr,i].wert/datenzahl;
  mean := m;
END;

BEGIN
  modgrad := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  offset := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  periodenlaenge := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  scan_n_per := bef^.inhalt.nr;next(bef);
  abb:= bef^.inhalt.nr;next(bef);

  (* in der folgenden Zeile wird lt. Bildschirmmeldg. add gesetzt*)
  (* add wird aber fest auf TRUE und dafür speichern interakt. gesetzt*)
  speichern := (bef^.inhalt.nr=1);next(bef);
  quelle:= bef^.inhalt.nr;next(bef);
  inc_fisness_nr :=(bef^.inhalt.nr=1);
  ok := (modgrad in [0..100]) AND (offset in [0..100]) AND
        ((quelle in [1..6]) OR (quelle = -1)) AND scan_params_init;
  add := TRUE; (***** neu***** )
  IF ok THEN BEGIN
    sample_mod := double_dir;
    ch := #32;
    measure_now := FALSE;
    abbruch := FALSE;
    anteil := TRUNC(periodenlaenge/scan_n_per);
    anz_scans := TRUNC(datenzahl/scan_n_per);
    off := 65536*offset/100-32765;
    step := 2*Pi/periodenlaenge;
    IF quelle > 0 THEN BEGIN
      maxval := maximum(quelle);
      minval := minimum(quelle);
      meanval := mean(quelle);
    END
    ELSE BEGIN
      maxval := 1.0;
      minval := -1.0;
      meanval := 0.0;
    END;
    factor := 65500/(maxval-minval)*modgrad/100;
    m := 0; (*Schleifenzähler für abbruch*)
    scan_pos := TRUNC(off + factor*meanval-minval);
    jumpto(Aux_out,scan_pos);
    delay(waitlang);
    REPEAT
      m := m+1;
      IF quelle = -1 THEN BEGIN
        FOR i := 0 TO anz_scans-1 DO BEGIN
          FOR j := 0 TO periodenlaenge-1 DO BEGIN
            scan_pos := TRUNC(off+factor*(SIN(step*j)-minval));
            jumpto(Aux_out,scan_pos);
            read_channels(h_adc);
            measure_now := (j MOD anteil = 0);
            IF measure_now THEN BEGIN
              FOR k := 1 TO chan_max DO BEGIN
                index := chan2data[l,k];
                chan := chan2data[0,k];
                IF NOT (index = -1) THEN BEGIN
                  IF add THEN daten[index,1].wert := (m*daten[index,1].wert +
h_adc[chan])/(m+1)
                  ELSE daten[index,1].wert := h_adc[chan]
                  END; (* IF NOT *)
                END; (* FOR k *)
              END;
              l := l+1;
            END (* FOR j *)
          END; (* FOR i *)
          IF NOT add THEN
            FOR n := 1 TO max_lok DO init_datensatz(n);
            l := 0;
          END (* IF quelle = -1 *)
        ELSE BEGIN
          FOR i := 0 TO datenzahl-1 DO BEGIN
            scan_pos := TRUNC(off+factor*(daten[quelle,i].wert-minval));
            jumpto(Aux_out,scan_pos);
            read_channels(h_adc);
          END;
        END;
      END;
    UNTIL abbruch;
  END;

```

```

        FOR k := 1 TO chan_max DO BEGIN
            index := chan2data[1,k];
            chan := chan2data[0,k];
            IF NOT (index = -1) THEN BEGIN
                IF add THEN daten[index,i].wert := (m*daten[index,i].wert +
h_adc[chan])/(m+1)
                ELSE daten[index,i].wert := h_adc[chan]
            END; (* IF NOT *)
        END; (* FOR k *)
    END;
    END;
    IF KEYPRESSED THEN ch := readkey;
    IF abb > 0 THEN abbruch := (abb=m)
    ELSE IF ch = #27 THEN abbruch := TRUE;
    UNTIL abbruch;
    (*****
    (* abspeichern *)
    STR(m,zwi);
    WHILE (length(zwi) < 2) DO zwi := '_' + zwi;
    IF speichern THEN BEGIN
        FOR k := 1 TO chan_max DO BEGIN
            index := chan2data[1,k];
            chan := chan2data[0,k];
            IF NOT (index = -1) THEN BEGIN
                save_asc(chan,index,'','m'+zwi);
            END; (* IF NOT *)
        END; (* FOR k *)
    END;
    (*****
    (* Messnr. hochsetzen *)
    IF inc_fisness_nr THEN BEGIN
        fisness_nr := fisness_nr + 1;
        change_initfile;
    END;
    meldung('Scanlauf beendet',FALSE,TRUE);
    END (* IF ok *)
    ELSE fehler('ungültige Parameter oder Scan init fehlt');
END;

PROCEDURE procmmaximp(var done:boolean;bef:Bliste);

VAR
    ds_quelle, ds_ziel      : INTEGER;
    impulsjn,loeschenjn,ok : BOOLEAN;
    max_wert,min_wert,
    maxpos,minpos          : REAL;

BEGIN
    ds_quelle := bef^.inhalt.nr;next(bef);
    loeschenjn := (bef^.inhalt.nr=1);next(bef);
    impulsjn := (bef^.inhalt.nr=1);next(bef);
    ds_ziel := bef^.inhalt.nr;
    ok := (ds_quelle in [1..6]) AND (ds_ziel in [1..6]);
    IF ok THEN BEGIN
        minmax(min_wert,max_wert,minpos,maxpos,ds_quelle);
        daten[ds_quelle,-3].wert := minpos;
        daten[ds_quelle,-4].wert := maxpos;
        IF loeschenjn THEN init_datensatz(ds_quelle);
        IF impulsjn THEN BEGIN
            init_datensatz(ds_ziel);
            daten[ds_ziel,TRUNC(maxpos)].wert := 1.0;
        END;
    END
    ELSE fehler('ungültige Datensatznummern');
END;

PROCEDURE procfissave(var done:boolean;bef:Bliste);

CONST
    dummy_ext='xxx';

VAR
    ds          : ARRAY[1..max_lok] OF INTEGER;
    i           : INTEGER;
    ok          : BOOLEAN;

BEGIN

```

```
ds[1] := bef^.inhalt.nr;next(bef);
ds[2] := bef^.inhalt.nr;next(bef);
ds[3] := bef^.inhalt.nr;next(bef);
ds[4] := bef^.inhalt.nr;next(bef);
ds[5] := bef^.inhalt.nr;next(bef);
ds[6] := bef^.inhalt.nr;
FOR i := 1 TO max_lok DO BEGIN
  IF ds[i] = 1 THEN save_asc(0,i,files[i],dummy_ext);
END;
END;

END.
```

---

## 11.2 IDL-Prozeduren

Prozedur bzw. Funktion	Erläuterung
pro plot_3D	3D-Darstellung für Erläuterung der vektoriellen Addition
pro corr	Aufbereitung der Einzelmessungen: Bestimmung der WI-Pos durch Autokorrelation; Filterung; Aufsummierung; FFT ; Parameter: Nummer der Messung, Filterdatei;
function rdata	Liest eindimensionale Daten aus Datei; Parameter: Name der einzulenden Datei
pro r2data	Liest zweidim.Daten aus Datei ein und weist sie x, y zu; Parameter: fname, x, y
pro wdata	Schreibt eindimensionale Daten in Datei; Parameter: fname, x
pro w2data	Schreibt zweidimensionale Daten in Datei; Parameter: fname, x, y
pro fft	Führt eine FFT des Datensatzes x durch und gibt Cosinusanteil (c), Sinusanteil (s), Amplitude (a) und Phase (p) zurück; Parameter: x, c, s, a, p
function fibaaxis	Liefert für eine FIS-Messung über n Laserperioden (632,8nm) mit x Messpunkten pro Periode die Wellenlängenskala zurück; Parameter: anzahl x, laserperioden n

### Pro Plot\_3D

3D-Ausdruck

```

len=300
xmin=0.
ymin=400.
zmin=0.
xmax=10.
ymax=700.
zmax=10.

x=fltarr(len)
x(*)=5.
y=findgen(len)+400
z=sin(findgen(len)*.6*!dtor)*5.+5.
Zeroaxis=fltarr(len)
zeroaxis(*)=5.
reaction=fltarr(len)
reaction=-sin(findgen(len)*.6*!dtor)*4.+5.
reaction_z=sin(findgen(len)*.6*!dtor)*4.+5.
!p.charsize=2

surface, fltarr(len,len), x,y, zrange=[zmin,zmax], xrange=[xmin,xmax], $
    yrange=[ymin,ymax], xstyle=1, ystyle=1, zstyle=1, /nodata, /save, $
    az=40, ticklen=1, $
    xt看ick_get=xt, ytick_get=yt, ztick_get=zt, $
    xgridstyle=1, ygridstyle=1, zgridstyle=1
name=replicate(' ', 30)
axis, xmax, ymin, zmin, /yaxis, /t3d, ytickname=name, yticklen=0
axis, xmax, ymin, zmin, /zaxis, /t3d, ztickname=name, zticklen=0
axis, xmin, ymax, zmin, /xaxis, /t3d, xtickname=name, xticklen=0
axis, xmin, ymax, zmin, /xaxis, /t3d, xtickname=name, xticklen=0
axis, xmax, ymax, zmin, /zaxis, /t3d, ztickname=name, zticklen=0
axis, xmax, ymax, zmax, /yaxis, /t3d, ytickname=name, yticklen=0

;Grid lines
for i=0,n_elements(yt)-1 do plots, [xmax,xmax], [yt(i),yt(i)], [zmin, zmax], /T3d,
linestyle=1
for i=0,n_elements(zt)-1 do plots, [xmax,xmax], [ymin, ymax], [zt(i),zt(i)], /T3d,
linestyle=1
for i=0,n_elements(xt)-1 do plots, [xt(i),xt(i)], [ymax,ymax], [zmin, zmax], /T3d,
linestyle=1

plots, x,y,z, /T3d, linestyle=2
plots, x,y,zeroaxis, /T3d
plots, reaction,y,reaction_z, /T3d
plots, x,y, fltarr(len)+zmin, /t3d, linestyle=2
plots, fltarr(len)+xmax, y, z, /T3d, linestyle=2
plots, x,fltarr(len)+ymax, z, /t3d, linestyle=2
plots, reaction,y, fltarr(len)+zmin, /t3d
plots, fltarr(len)+xmax, y, reaction_z, /T3d

```

```
plots, reaction,fltarr(len)+ymax, reaction_z, /t3d
```

```
end
```

```
pro corr, messnr, Filterdatei
```

```
; Aufbereitung der Einzelmessungen: Bestimmung der Wl-Pos durch Autokorrelation; Filte-  
rung; Aufsummierung; FFT
```

```
ff=findfile(strtrim(string(messnr), 2)+'s_u*.01')
anzahl=n_elements(ff)
if ff(0) ne '' then begin
  widb=widget_base(title='FRANK-TEST', /column)
  widd=widget_draw(widb, xsize=400, ysize=400)
  widu=widget_base(widb, /row)
  widj=widget_button(widu, value='Ja', xsize=197)
  widn=widget_button(widu, value='Nein', xsize=197)
  widget_control, widb, /realize
  widget_control, widd, get_value=widi
  dummy=rdata(ff(0))
  groesse=n_elements(dummy)
  sign_roh=fltarr(anzahl, groesse)
  sign_shft=fltarr(2, anzahl, groesse)
  speichern_jn=intarr(2, groesse)
  jn=' '
  for i=0, anzahl-1 do begin
    for p=0,1 do begin
      if p eq 0 then pre='u' else pre='d'
      sname=strtrim(string(messnr), 2)+'s_'+pre+strtrim(string(i), 2)+'.01'
      rname=strtrim(string(messnr), 2)+'r_'+pre+strtrim(string(i), 2)+'.01'
      ref=rdata(rname)
      sign_roh(i,*)=rdata(sname)
      sh=fix(groesse/2)-where(ref eq min(ref))
      ref=shift(ref,sh(0))-mean(ref)
      sign_shft(p, i,*)=shift(sign_roh(i,*), sh(0))-mean(sign_roh(i,*))
      widget_control, widb, tlb_set_title=sname
      wset, widd
      plot, sign_shft(p, i,*), xstyle=1, ystyle=1
      empty
      repeat begin
        ev=widget_event(widb)
        case ev.id of
          widj : jn='j'
          widn : jn='n'
          else : begin
            end
          endcase
        endrep until ((ev.id eq widj) or (ev.id eq widn))
        if jn eq 'j' then speichern_jn(p, i)=1 else speichern_jn(p, i)=0
        s_out=strtrim(string(messnr), 2)+'s_'+pre+strtrim(string(i), 2)+'.03'
        r_out=strtrim(string(messnr), 2)+'r_'+pre+strtrim(string(i), 2)+'.03'
        wdata,s_out,sign_shft(p, i, *)
        wdata,r_out,ref
      endfor
    endfor
  endfor
  widget_control, widb, /destroy
  openu, lun, strtrim(string(messnr), 2)+'_info.txt', /get_lun, /append
  for p=0,1 do begin
    if p eq 0 then pre='HOCH' else pre='RUNTER'
    printf, lun, 'Verwertete Datensatze '+pre
    for i=0, anzahl-1 do printf, lun, strtrim(string(i), 2)+':
'+strtrim(string(speichern_jn(p, i)), 2)
  endfor
  free_lun, lun
  erg=fltarr(groesse)
  filter=rebin(rdata(Filterdatei),groesse)
  han=hanning(groesse)
  for p = 0, 1 do begin
    if p eq 0 then pre='u' else pre='d'
    for i=0, anzahl-1 do $
      if speichern_jn(p, i) eq 1 then erg=erg+sign_shft(p, i, *)
    if total(speichern_jn(p, *)) ne 0.0 then erg=erg/total(speichern_jn(p, *))
    name=strtrim(string(messnr), 2)+'s_'+pre+'m'+'.03'
    wdata,name,erg
    erg=erg*han
    ampl=abs(fft(erg,-1))
    ampl=ampl*filter
    back=fft(ampl,1)
```

```

        name=strtrim(string(messnr), 2)+'s_'+pre+'m'+'.10'
        wdata,name,back
        sign_akor = krzkorr(back,back)
        name=strtrim(string(messnr), 2)+'s_'+pre+'m'+'.11'
        wdata,name,sign_akor
        sign_kkor = krzkorr(back,sign_akor)
        name=strtrim(string(messnr), 2)+'s_'+pre+'m'+'.12'
        wdata,name,sign_kkor
    endfor
endif
end

```

```

function rdata, fname
    on_error, 2
    on_ioerror, bad_read
    x=fltarr(1)
    xr=0.
    openr, runit, fname, /GET_LUN
    while not eof(runit) do begin
        readf, runit, xr
        x=[x, xr]
        bad_read:
    endwhile
    free_lun, runit
    g=(size(x))(1)
    if g ne 1 then return, x(1:(g-1)) else return, x
end

```

```

pro r2data, fname, x, y
    on_error, 2
    on_ioerror, bad_read
    x=fltarr(1)
    y=fltarr(1)
    xr=0.
    yr=0.
    openr, runit, fname, /GET_LUN
    while not eof(runit) do begin
        readf, runit, xr, yr
        x=[x, xr]
        y=[y, yr]
        bad_read:
    endwhile
    free_lun, runit
    g=(size(x))(1)
    if g ne 1 then begin
        x=x(1:(g-1))
        y=y(1:(g-1))
    endif
end

```

```

pro wdata, fname, x
    on_error, 2
    g=(size(x))(1)
    openw, wunit, fname, /GET_LUN
    for i=0, (g-1) do printf, wunit, x(i)
    free_lun, wunit
end

```

```

pro w2data, fname, x, y
    on_error, 2
    g=(size(x))(1)
    openw, wunit, fname, /GET_LUN
    for i=0, (g-1) do printf, wunit, x(i), y(i)
    free_lun, wunit
end

```

```

pro fftr, x, c, s, a, p
    y=fft(x, -1)
    c=float(y)
    w=where(abs(c) lt 1e-6)
    if ((size(w))(0) eq 1) then c(w)=0
    s=imaginary(y)
    w=where(abs(s) lt 1e-6)

```



```
if ((size(w))(0) eq 1) then s(w)=0
p=180/pi*atan(s, c)
a=abs(complex(c, s))
end

function fibaaxis, anzahl, laserperioden
tmp=(laserperioden*632.8)/findgen(anzahl/2)
; tmp(0) und tmp(1) dürfen nicht gleich sein!!
; Sonst funktioniert cubicspl nicht!!
; deshalb +1!!
tmp(0)=tmp(1)+1
return,tmp
end
```

## 12 Lebenslauf

**Frank Siebert -**

### Curriculum Vitae

**Adresse** Cincinnatistrasse 55,  
D-81549 München, Germany

**Telefon** +49 89 35465195

**Mobil** +49 171 4527457

**Email** [fsiebert@mnet-online.de](mailto:fsiebert@mnet-online.de)

**Geboren** 1963 in Hamm, Westfalen

**Staatsangehörigkeit** Deutsch

**Familienstand** Geschieden

**Kinder** Linus (1991), Luzia (1993)



#### Schule

- 1970 – 1974** • Grundschule Theodor-Heuss-Grundschule, Hamm
- 1975 – 1984** • Naturwissenschaftliches Gymnasium Freiherr-vom-Stein-Gymnasium Hamm, Note 1.9

#### Studium

- 1985 – 1987** • Grundstudium Biologie an der Ludwig-Maximilians-Universität München (LMU), Note 2.0
- 1987 – 1990** • Studium der Biologie (Physiologie und Entwicklungsbiologie) mit Nebenfach Informatik an der LMU München, Note 1.3
- Titel der Diplomarbeit "Spektrale Bildanalyse biologischer Objekte mit Fourier-Interferometrisch moduliertem Licht", Note 1.0
- Beginn der Doktorarbeit

#### Beruf

- 1991 – 1998** • Freiberuflicher EDV Berater und Trainer; Softwareentwicklungen
- Projektleitung (SAP Migration, IT-Qualitäts- und Projektmanagement)
- Planung und Implementierung eines Total Quality Management Systems nach DIN ISO 9001
- Coautor des QM-Handbuchs nach ISO 9001,
- 1998 – 2007** • Geschäftsführer der TriNuts GmbH (Abrechnungslösungen für den Telekommunikationsaufwände)
- Projektkoordination LiMux für die Landeshauptstadt München
- 2000 – 2001** • Mitglied des Vorstands der billYard AG, München