

Aus der Universitäts-Augenklinik Tübingen

Abteilung II

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Zrenner

**Untersucher-unabhängige Bestimmung der lokalen
stato-kinetischen Dissoziation (SKD) mittels semi-
automatisierter Perimetrie**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Jan Schiller
aus Celle**

2004

Dekan: Professor Dr. C.D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. U. Schiefer

2. Berichterstatter Professor Dr. F. Dannheim

meiner Familie in Liebe und Dankbarkeit

***„Schließlich möchte ich betonen, dass Perimetrie, besonders
kinetische Perimetrie, eine Kunst ist.“***

(Hans Goldmann)

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	
1.1	Vorbemerkungen zur Perimetrie und Erläuterungen einiger wichtiger Begriffe	1
1.1.1	Das Gesichtsfeld	1
1.1.2	Perimetrie / Kampimetrie und Untersuchungsverfahren	1
1.1.2.1	Kinetische Perimetrie	5
1.1.2.2	Statische Perimetrie	8
1.1.3	Die "Frequency-of-seeing curve"	10
1.2	Stato-kinetische Dissoziation (SKD): Das Riddoch-Phänomen	11
1.2.1	Übersicht	11
1.2.2	Mögliche (patho-)physiologische Mechanismen der SKD-Entstehung	15
1.2.2.1	SKD als physiologisches Phänomen	15
1.2.2.2	Funktionelle Spezialisierung	15
1.2.2.3	Das magno-/parvozelluläre System und höhere visuelle Zentren	19
1.2.2.4	Extrastriäre Zuflüsse in die höheren visuellen Zentren	27
1.3	Zielsetzung dieser Studie	31
2	Material und Methodik	
2.1	Untersuchungsaufbau	33
2.1.1	Untersuchungsmonitor	34
2.1.2	Steuercomputer mit zugehörigem Monitor und Software	35
2.1.2.1	Hardware	35
2.1.2.2	Software	36

INHALTSVERZEICHNIS

2.1.3	Pupillenrechner mit zwei Überwachungsmonitoren und IR-Kamera	37
2.2	Untersuchungsablauf	38
2.2.1	Neuroophthalmologische Untersuchung	38
2.2.2	Manuelle perimetrische Untersuchung	39
2.2.3	Erstellung der Vektoranordnungen	42
2.2.3.1	Definition des Begriffs „Vektor“	42
2.2.3.2	Vektoranordnung für die kinetische Untersuchung	43
2.2.3.2.1	Messvektoren	44
2.2.3.2.2	Reaktionszeitmessvektoren (RMV)	45
2.2.3.3	Vektoranordnung für die statische Untersuchung	46
2.2.4	Automatisierte Untersuchung	48
2.2.4.1	Automatisierte Untersuchung mit kinetischen Stimuli	49
2.2.4.2	Automatisierte Untersuchung mit statischen Stimuli	51
2.3	Patienten	53
2.3.1	Patientenzahl	53
2.3.2	Patientengruppen	53
2.3.3	Allgemeine Einschlusskriterien	54
2.3.4	Allgemeine Ausschlusskriterien	54
2.4	Beschreibung der einzelnen Krankheitsbilder	55
2.4.1	Retinitis (Retinopathia) pigmentosa (Tapetoretinale Degeneration)	55
2.4.1.1	Einschlusskriterien	55
2.4.2	Glaukom	56
2.4.2.1	Einschlusskriterien	56
2.4.3	Läsion der hinteren Sehbahn	56
2.4.3.1	Einschlusskriterien	56
2.5	Statistische Auswertung der Untersuchungen	57
2.5.1	Auswertung der automatisiert-kinetisch erhobenen Daten	57
2.5.1.1	Auswertung der Messvektoren	57

INHALTSVERZEICHNIS

2.5.1.2	Auswertung der RMV und Berücksichtigung der individuellen Reaktionszeit	58
2.5.2	Auswertung der automatisiert-statisch erhobenen Daten	60
2.5.2.1	Schwellenschätzung nach der logistischen Regression mit der Maximum-Likelihood-Methode	60
2.5.2.2	Sonderfälle der Schwellenschätzung	60
2.6	Definition der SKD	61
2.6.1	Ursprungsdefinition durch RIDDOCH	61
2.6.2	(Neu)Definition der SKD	62
2.6.3	Automatisierte Berechnung der SKD	62
3	Ergebnisse	
3.1	Untersuchungsergebnisse	67
3.1.1	Glaukom	68
3.1.1.1	Patientin C.H. (57 Jahre)	68
3.1.1.2	Patient G.W. (76 Jahre)	71
3.1.2	Retinitis pigmentosa	75
3.1.2.1	Patientin S.K. (43 Jahre)	75
3.1.2.2	Patientin T.M. (45 Jahre)	77
3.1.3	Sehbahnschädigung	81
3.1.3.1	Patient M.S. (51 Jahre)	81
3.1.3.2	Patientin B.B. (34 Jahre)	84
3.2	Reaktionszeiten und Fangfragen	88
3.2.1	Auswertung der Reaktionszeiten bei den automat. kinetischen Untersuchungen	88
3.2.2	Auswertung der Fangfragen bei den automat. statischen Untersuchungen	92
4	Diskussion	
4.1	Untersuchungsparameter	95

INHALTSVERZEICHNIS

4.1.1	Untersuchungsmonitor	95
4.1.2	Hintergrundleuchtdichte	97
4.1.3	Stimuluscharakteristika	98
4.1.3.1	Stimulusintensität	98
4.1.3.2	Stimulusgröße	99
4.1.3.3	Winkelgeschwindigkeit (kinetische Stimuli)	99
4.1.3.4	Präsentationsdauer (statische Stimuli)	101
4.2	Patientenabhängige Parameter	101
4.2.1	Gütekriterien und Qualitätskontrollen	101
4.2.1.1	Fixationskontrolle	102
4.2.1.2	Pupillenweite	103
4.2.1.3	Refraktion	104
4.2.1.4	Reaktionszeitkorrektur (kinetische Untersuchung)	105
4.2.1.5	Fangfragen (statische Untersuchung)	106
4.2.1.6	Lerneffekt	109
4.2.1.7	„Fatigue“-Effekt	110
4.3	Untersuchungsablauf und –ergebnisse	112
4.3.1	Kinetische Untersuchung	112
4.3.1.1	Konventionelle (manuelle) kinetische Perimetrie	112
4.3.1.2	Automatisierte kinetische Perimetrie	113
4.3.1.3	Vektoranordnung	114
4.3.1.4	Schwellenermittlung und Streuung der Antworten	116
4.3.2	Statische Untersuchung	118
4.3.2.1	Konventionelle statische Perimetrie	118
4.3.2.2	Statische Vektoranordnung	120
4.3.2.3	Streuung der Antworten / „short term fluctuation“ (SF) und „long term fluctuation“ (LF)	121
4.3.3	Stato-kinetische Dissoziation	124
4.3.3.1	Bisherige Methoden der SKD-Quantifizierung	124

INHALTSVERZEICHNIS

4.3.3.2	Automatisierte Berechnung der lokalen SKD	127
4.3.3.3	Untersuchungsergebnisse	128
4.4	Weiterentwicklungen und Ausblick	131
4.4.1	Weiterentwicklung der Untersuchungseinheit	131
4.4.2	Weiterentwicklung der Methode	135
4.4.3	Weitere Untersuchungsbereiche und Studien	137
	Zusammenfassung	139
	Glossar und Abkürzungen	141
	Literaturverzeichnis	149
	Danksagung	169
	Lebenslauf	171

1. Einleitung

1.2 Vorbemerkungen zur Perimetrie und Erläuterungen wichtiger Begriffe

1.1.1 Das Gesichtsfeld

Unter dem Gesichtsfeld versteht man die Summe aller visuellen Sinneseindrücke, die ohne Blick-, Kopf- oder Rumpfbewegung (üblicherweise mit einem Auge) wahrgenommen werden können (Schiefer 1995). Es werden das zentrale (30°) und das periphere Gesichtsfeld unterschieden, welches sich bei Geradeausblick nach temporal bis ca. 90°, nach nasal bis ca. 70° sowie nach oben und unten bis jeweils ca. 60° erstreckt. H.M. Traquair verglich das Gesichtsfeld mit einer Insel des Sehens, die aus dem „Meer der Blindheit“ ragt (Traquair 1949): Ihre höchste Erhebung entspricht der Fovea, der Stelle des schärfsten Sehens. Die Peripherie fällt zum Meer der Blindheit hin verschieden steil ab und versinkt schließlich dort. Löcher, Mulden und Täler, die den natürlichen Abfall unterbrechen, werden als Gesichtsfelddefekte (Skotome; griech. skotos = Dunkelheit) bezeichnet. Je nach Tiefe sind diese Ausfälle absolut, d.h. auch bei Stimuluspräsentationen mit maximaler Leuchtdichte werden die Reize nicht wahrgenommen, oder relativ, d.h. ab einer gewissen (über der altersentsprechenden Norm liegenden) Leuchtdichte kann der Patient den Stimulus noch wahrnehmen.

Die Methoden zur Untersuchung eines Gesichtsfeldes nennt man Perimetrie bzw. Kampimetrie.

1.1.2 Perimetrie und Kampimetrie

„Perimetry is the measurement of visual function of the eye at topographically defined loci in the visual field. The visual field is that portion of the external envi-

ronment of the observer wherein the steadily fixating eye(s) can detect visual stimuli.“ (Enoch 1978). Das Untersuchen und Messen visueller Funktionen an topographisch definierten Gesichtsfeldorten bezeichnet man also als Perimetrie. Üblicherweise wird hierbei die Verteilung der Lichtunterschiedsempfindlichkeit im Gesichtsfeld gemessen (Lachenmayr 1992). Die Lichtunterschiedsempfindlichkeit (LUE) beschreibt das Vermögen der Netzhaut, Helligkeitsunterschiede zwischen zwei verschiedenen Leuchtdichten wahrzunehmen. Die mathematische Definition der LUE lautet:

$$LUE = 10 * \log \frac{LD_{\max} - LD_{\text{Hintergrund}}}{LD_{\text{Prüfmarke}} - LD_{\text{Hintergrund}}},$$

wobei LD die Leuchtdichte bezeichnet. Die Schwellenleuchtdichte 1 cd/m^2 entspricht somit 30 dB im Fall einer maximalen Prüfpunkteleuchtdichte (LD_{\max}) von 1000 cd/m^2 . Die Leuchtdichte wiederum ist die *absolute* Größe einer Lichtintensität, gemessen in der Einheit Candela [cd] / m^2 . Das menschliche visuelle System ist jedoch nicht auf die Wahrnehmung *absoluter* Leuchtdichten ausgerichtet und besitzt diese Fähigkeit daher nur sehr eingeschränkt. Vielmehr ist unser visuelles System daran angepasst, Helligkeitsunterschiede (also eigentlich Kontraste) wahrzunehmen, damit die *relative* Größe einer Lichtintensität. Diese Kontrastwahrnehmungsfähigkeit wird eben durch die Lichtunterschiedsempfindlichkeit (LUE) quantifiziert.

Bei Untersuchungen des Gesichtsfeldes bedeutet dieses den Helligkeitsunterschied zwischen der Leuchtdichte eines Stimulus ($LD_{\text{Prüfmarke}}$) und der Leuchtdichte des Hintergrundes ($LD_{\text{Hintergrund}}$). Gemessen wird die LUE in der logarithmischen Einheit Dezibel [dB], welche 1/10 logarithmischen Einheiten entspricht. 1 logarithmische Einheit (entsprechend also 10 dB) charakterisiert somit zwei Größen, die im Verhältnis 1:10 zueinander stehen. Somit entsprechen -30 dB dem 1/1000 des Bezugswertes, -3 dB dem 1/2 des Bezugswertes und -20 dB dem 1/100 des Bezugswertes (Tabelle 1.1)(Schiefer 1995). Dies bedeutet, dass an Stellen der Netzhaut, an denen die Empfindlichkeit herabgesetzt ist, mit höherer Leuchtdichte (relativ zum Hintergrund) gereizt werden muss, um eine entsprechende Antwort zu erhalten. Das entspricht dann einer geringeren LUE und

damit einem geringeren Dezibel-(dB-)Wert. Gleichermaßen entsprechen Orte mit einem höheren dB-Betrag einer empfindlicheren Stelle auf der Netzhaut. Das negative Vorzeichen stellt das Vorschalten eines Neutralgrau-Dämpffilters dar, der die maximale Prüfpunkteleuchtdichte abschwächt. Die maximale Prüfpunkteleuchtdichte wiederum ist der jeweilige Bezugswert der Messgröße (s.o.).

Tabelle 1.1: Leuchtdichtestufen nach Goldmann (Goldmann 1945b; Goldmann 1945a). Durch die Kombinationen ist hiermit eine Vielzahl von Stimuluscharakteristika einstellbar. Man kommt im klinischen Alltag jedoch mit vergleichsweise wenigen Testmarken aus, insbesondere da Stimulusfläche und -leuchtdichte sich in begrenzendem Maß gegenseitig ersetzen: Aufgrund einer räumlichen Summation haben bis zu einem gewissen Grad ein kleinerer aber hellerer oder größerer aber lichtschwächerer Stimulus den gleichen Reizwert. Man erhält somit bei einer Erhöhung der Helligkeit um 0,5 log Einheiten und einer Verkleinerung der Fläche um etwa denselben Betrag bzw. bei einer Vergrößerung der Fläche um 0,6 log Einheiten (x4) und einer Verminderung der Leuchtdichte um 0,5 log Einheiten in etwa die gleichen Gesichtsfeldgrenzen (siehe auch Tabelle 1.2) (Goldmann 1945b; Goldmann 1945a; Gloor 1993a). Die in dieser Studie benutzten Stimuluscharakteristika sind durch einen Kasten hervorgehoben.

GOLDMANN-Stufen der Helligkeit	LUE [dB]	Leuchtdichte [asb]	Leuchtdichte [cd/m ²]
4e	0	993	316
4d	1	789	251
4c	2	626	199
4b	3	497	158
4a	4	395	125
3e	5	314	100
3d	6	249,5	79,4
3c	7	198,2	63,1
3b	8	157,4	50,1
3a	9	125,0	39,8
2e	10	99,3	31,6
2d	11	78,9	25,1
2c	12	62,2	19,9
2b	13	49,7	15,8
2a	14	39,5	12,5
1e	15	31,40	10,0
1d	16	24,94	7,94
1c	17	19,82	6,31
1b	18	15,74	5,01
1a	19	12,50	3,98

Tabelle 1.2: Größenabstufung der Reizmarken nach Goldmann (Goldmann 1945b; Goldmann 1945a). Die in dieser Studie benutzten Stimuluscharakteristika sind durch einen Kasten hervorgehoben.

GOLDMANN-Größen	Fläche [mm ²]	Bogenminuten	angulärer Durchmesser [°]
0	1/16	3,22	0,05
I	1/4	6,45	0,11
II	1	12,9	0,22
III	4	25,7	0,43
IV	16	51,5	0,86
V	64	103	1,72

Hauptaufgabe der Perimetrie ist zum einen die *Detektion*, zum anderen die *Verlaufskontrolle* von Gesichtsfeldausfällen. Darüber hinaus liefert dieses nicht-invasive Untersuchungsverfahren häufig bedeutende topodiagnostische und ätiopathogenetische Informationen (Schiefer 1995). Gesichtsfelduntersuchungen an Geräten, die Testpunkte auf einer Kuppel abbilden, nennt man Perimetrie, Gesichtsfelduntersuchungen an einer ebenen Fläche bzw. an einem Bildschirm Kampimetrie (lat. Campus: Feld, Ebene) (Lachenmayr 1992; Gloor 1993b). Beide Methoden finden in der klinischen Routine auch heute noch Ihren Platz, wobei perimetrische Untersuchungen sicher deutlich in der Überzahl sind. Einschränkend muss angemerkt werden, dass beim Vergleich zwischen der Perimetrie und der Kampimetrie eine wichtige Gegebenheit nicht außer Acht gelassen werden darf: Die Form der Retina kann aufgrund der gegebenen anatomischen Strukturen des Augapfels in Annäherung einer Halbkugel gleichgesetzt werden. Aus diesem Grund werden bei der Untersuchung an einem Kuppelperimeter Exzentrizität und Winkel der Stimuli etwa an der entsprechenden Lokalisation auf der Netzhaut abgebildet. Bei der Untersuchung an einem Kampimeter kommt es aber infolge der ungenügenden Berücksichtigung der anatomischen „Halbkugelform“ der Retina zu einer Verzerrung der wahrgenommenen Stimuli. Dieser Effekt nimmt mit zunehmender Exzentrizität der Stimulusdarbietung zu, so dass bei Untersuchung lediglich des zentralen Gesichtsfeldes diese Verzerrung als vernachlässigbar klein angesehen werden kann.

Da die hier beschriebene Methode zur Gesichtsfelduntersuchung zwar an einem Bildschirm eingeführt wird, aber inzwischen bereits die Implementierung auf ein Kuppelperimeter erfolgte, wird im weiteren Verlauf von Perimetrie gesprochen, auch wenn es sich im strengen Sinn bei dieser Studie um die Einführung einer (zumindest initial) kampimetrischen Methode handelt. Gemeinsam ist beiden Geräten weiterhin, dass der Patient vor einem Perimeter bzw. Kampimeter mit einer bestimmten Umfeldhelligkeit sitzt und mit Hilfe eines Drucktasters angibt, ob und damit auch wann er einen präsentierten Stimulus wahrnimmt.

Grundsätzlich sind zwei verschiedene Arten einer Gesichtsfelduntersuchung zu unterscheiden: die kinetische und die statische Perimetrie.

1.1.2.1 Kinetische Perimetrie

Prinzipiell werden bei der kinetischen Perimetrie die Stimuli aus dem nicht-sehenden Bereich (entweder aus einem Skotom oder aus einem Bereich außerhalb des Gesichtsfeldes) mit einer definierten, (möglichst) konstanten Winkelgeschwindigkeit (üblicherweise $2-5^\circ/s$) in den sehenden Bereich bewegt. Diese Stimuli können sowohl in ihrer Größe als auch in ihrer Leuchtdichte variiert werden. Die Orte der Stimulusdarbietungen können bei den heute üblichen Geräten frei gewählt und somit individuell dem Verlauf des Gesichtsfeldausfalls angepasst werden. Um möglichst genaue Untersuchungsergebnisse zu erhalten, sollten die bewegten Reize die Gesichtsfeld- bzw. Skotomgrenzen senkrecht schneiden (Goldmann 1945b). Bei dieser Art der Perimetrie werden im Gegensatz zur statischen Perimetrie nicht örtliche Schwellen bestimmt, sondern sogenannte Isopteren. Jede dieser Isopteren repräsentiert eine bestimmte Größe und Leuchtdichte eines Stimulus und verbindet Orte gleicher Lichtunterschiedsempfindlichkeit, ähnlich den Höhenlinien eines Berges (Groenow 1893; Rönne 1920; Lachenmayr 1992) (Abbildung 1.1a).

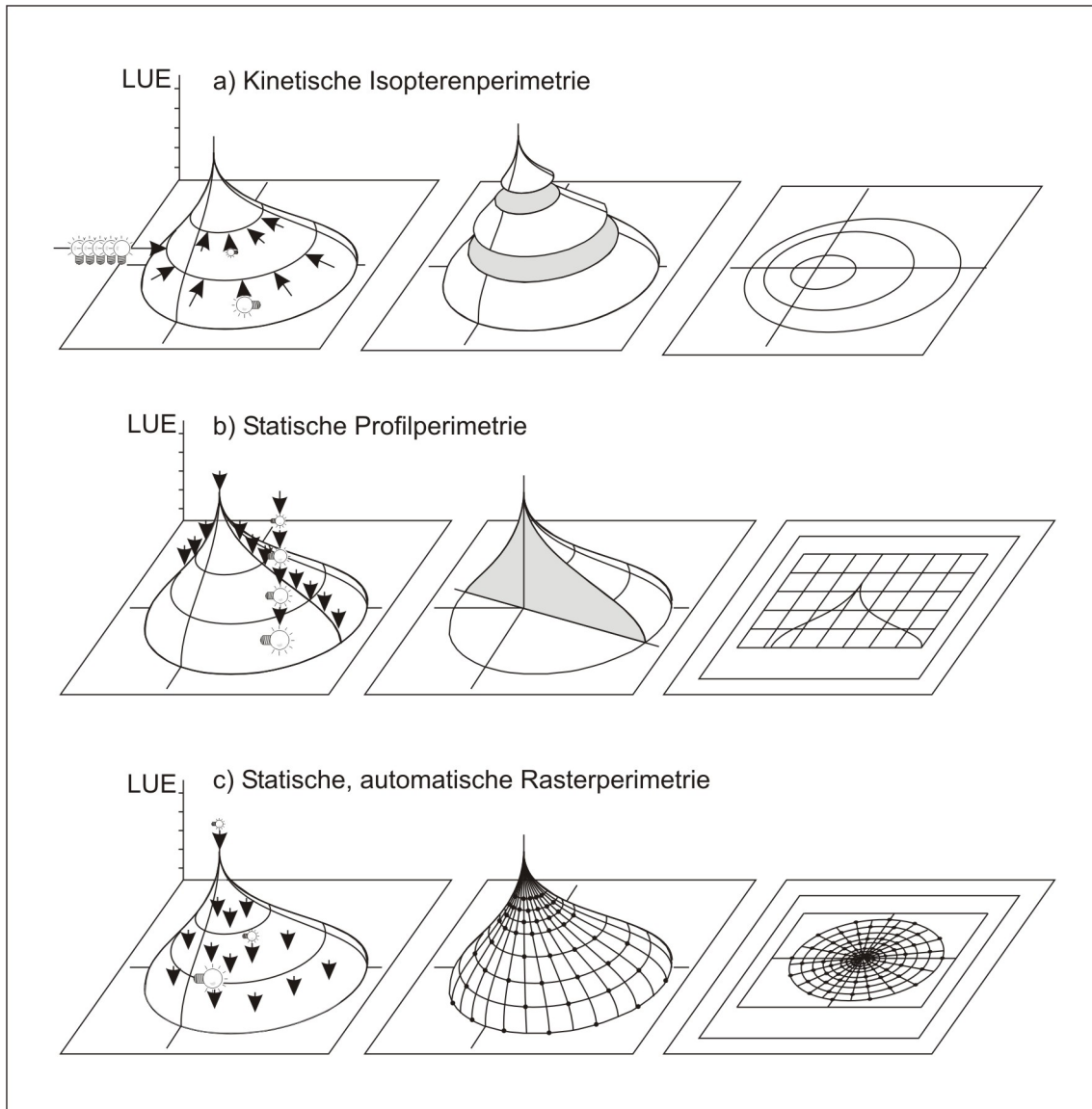


Abbildung 1.1a: Bei der kinetischen Isopterenperimetrie werden bewegte Prüfmarken mit konstanter Leuchtdichte dargeboten. Wird bei einem intakten Gesichtsfeld diese Prüfung über der gesamten Zirkumferenz durchgeführt, so erhält man einen Horizontalschnitt durch den Gesichtsfeldberg. Projiziert man diesen auf die Grundebene, so erscheint er als Isoptere, entsprechend einer Höhenlinie des Gesichtsfeldberges.

Abbildung 1.1b: Bei der statischen Profilschnittperimetrie werden die (unbewegten) Prüfpunkte unterschiedlicher Leuchtdichte entlang eines Meridians dargeboten. Als Resultat erhält man ein Profil durch den Gesichtsfeldberg.

Abbildung 1.1c: Auf der Profilschnittperimetrie aufbauend wurde die statische Rasterperimetrie entwickelt. Hierbei werden (unbewegte) Prüfpunkte nicht mehr entlang eines vorgegebenen Profilschnitts, sondern als Raster netzartig über den Gesichtsfeldberg verteilt dargeboten. Im Gegensatz zur kinetischen Perimetrie, bei der die Stimulusintensität vorgegeben und die Schwellen der Wahrnehmung im Gesichtsfeld gesucht werden, sind bei der statischen Perimetrie die Untersuchungsorte durch das Raster fest vorgegeben, es wird an den jeweiligen Orten dann die Lichtunterschiedsempfindlichkeit durch Variation der Stimulusleuchtdichte gemessen. Damit ist bei der kinetischen Perimetrie der Ort, bei der statischen Perimetrie aber die *Stimulusintensität* die Variable (Greve 1973). *Abbildung gering modifiziert nach W. Durst.*

Die 1856 erstmals von Albert von Graefe klinisch eingesetzte manuell-kinetische Perimetrie war nahezu ein Jahrhundert lang die einzige Methode, ein Gesichtsfeld klinisch zu untersuchen (Graefe 1856; Lachenmayr 1992).

1945 stellte Hans Goldmann ein neues (manuelles) Kuppelperimeter vor, das erstmals eine weitgehende Unabhängigkeit der perimetrischen Untersuchung von den Umgebungsbedingungen darstellte (Goldmann 1945a) (Abbildung 1.2).

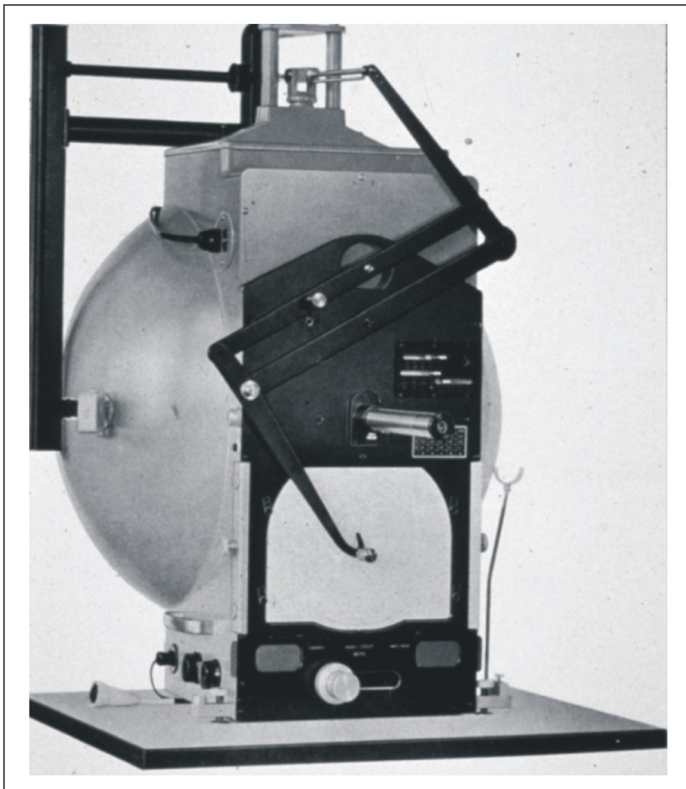


Abbildung 1.2: Das GOLDMANN-Perimeter. Trotz des Alters seiner Konstruktion (1945) ist es bis heute das Standardgerät der manuellen Perimetrie geblieben.

Es war auch Goldmann, der als erster standardisierte Untersuchungsbedingungen aufstellte, durch welche die Vergleichbarkeit der erhobenen Befunde deutlich zunahm (Goldmann 1945b). Bis heute orientieren sich die meisten Perimeter an den von Goldmann aufgestellten Stimuluscharakteristika (siehe Tabellen 1.1 und 1.2). 1979 wurden erstmals Arbeiten mit einer automatischen Führung der Reizbewegung mit zugehöriger Registrier- und Dokumentationseinrichtung veröffentlicht (Zingirian 1979; Gandolfo 1985; Zingirian 1991). Jedoch wurden hierbei vor allem zentripetale Bewegungen eingesetzt, was einer der von Goldmann aufgestellten grundsätzlichen Anforderungen an die kinetische Perimetrie widersprach: Diese besagt, dass Stimuli die Skotomgrenze möglichst senkrecht

schneiden sollten (Goldmann 1945b). Diese Forderung kann allerdings mit einer rein zentripetalen Prüfpunktbewegung bei vielen Formen von Gesichtsfeldausfällen nicht erfüllt werden.

In jüngster Zeit werden weitere Computerperimeter angeboten, die sowohl statische als auch kinetische Untersuchungsoptionen realisieren. Hierbei ist allerdings einschränkend anzumerken, dass kaum eines dieser Geräte im kinetischen Modus die Möglichkeiten des GOLDMANN-Perimeters erreicht.

Unter anderem wegen der aufkommenden Automatisierung der statischen rasterperimetrischen Verfahren (siehe unten) konnte sich die automatisierte kinetische Perimetrie als Methode der ersten Wahl bei den verschiedenen Krankheitsbildern nicht durchsetzen. Da jedoch der kinetischen Perimetrie die gutachterliche „Letztverbindlichkeit“ zukommt (Gramberg-Danielsen 1994) und die Untersuchungszeit bei fortgeschrittenen Gesichtsfelddefekten mit statischer Perimetrie zu lange dauert und oft auch zu belastend ist (Leydhecker 1981; Schiefer 1998), spielt vor allem die manuell-kinetische Methode auch heutzutage im klinischen Alltag weiterhin eine bedeutende Rolle.

Neben dem GOLDMANN-Perimeter wurde auch das von Heinrich Harms und Elfriede Aulhorn 1950 entwickelte Tübinger Hand-Perimeter (THP) zum Zweck der manuellen Perimetrie eingeführt (Harms 1950; Harms 1959).

1.1.2.2 Statische Perimetrie

Die statische Perimetrie arbeitet im Gegensatz zur kinetischen Perimetrie mit stehenden, unbewegten Reizen. Ursprünglich erfolgte eine solche Untersuchung mit Stimuluspräsentationen entlang von Meridianen und lieferte damit Profilschnitte durch den Gesichtsfeldberg (Abbildung 1.1b). Diese Untersuchungsmethode ist jedoch zugunsten der automatisierten Rasterperimetrie weitgehend verlassen worden. Hierbei werden die Stimuli an vordefinierten Stellen des Gesichtsfeldes präsentiert. Sie stellt also den Versuch dar, einen initial unbekanntem Gesichtsfeldberg durch ein Raster möglichst optimal positionierter Prüfpunkte bestmöglich zu vermessen (Rasterperimetrie, Abbildung 1.1c). Die Raster

variieren – in Abhängigkeit vom Perimetertyp und gewähltem Untersuchungsprogramm – sehr.

Grundsätzlich sind bei der statischen Perimetrie zwei verschiedene Untersuchungsstrategien möglich: Bei der *schwennah-überschwelliger Methode* werden Stimuli dargeboten, die an jedem Gesichtsfeldort – bezogen auf ein alterskorreliertes Normkollektiv – eine geringgradig höhere Leuchtdichte aufweisen. Da lediglich bei Nichterkennen des Stimulus eine lokale Nachuntersuchung erfolgt, können hierbei eine vergleichsweise große Anzahl von Gesichtsfeldorten abgefragt werden, ohne die Vigilanz des Patienten wegen zu langer Untersuchungsdauer zu überfordern. Dadurch hat diese Strategie eine hohe Ortsauflösung.

Die *Schwellen-eingabelnde Strategien* schätzen die Lage der jeweiligen lokalen Schwellen durch schrittweises Über- und Unterschreiten dieser imaginären Grenze. Dabei kann die Schrittweite fest (z.B. in 4 dB-Schritten), in vorgewählten Stufen (zunächst in 4 dB-, bei Annäherung an die vermutete Schwelle in 2 dB-Schritten) oder mit variabler, dynamischer Schrittweite erfolgen. Für die Schwellenermittlung gehen bislang üblicherweise allerdings nicht alle Patientenantworten ein, statt dessen wird meist lediglich die Leuchtdichte des letzten gesehenen Stimulus berücksichtigt oder der „Mittelwert“ zwischen der Leuchtdichte des letzten gesehenen Stimulus und der Leuchtdichte des an diesem Ort (gerade) unterschwelligeren Stimulus gebildet.

Limitierender Faktor ist bei solchen Untersuchungen die Untersuchungsdauer bzw. die Vigilanz des Patienten, da diese Strategie pro untersuchten Gesichtsfeldort mehr Zeit als die schwennah-überschwellige Methode beansprucht.

Im deutschsprachigen Raum verbreitete Geräte für eine automatische, schwellenbestimmende bzw. -schätzende Rasterperimetrie sind der Anfang der Achtziger Jahre eingeführte und im englischsprachigen Raum sehr weit verbreitete Humphrey Field Analyzer (HFA; Humphrey Instruments Inc, USA), das Octopus 101-Perimeter (Octopus/Interzeag AG, Schweiz) (Beck 1985; Allergan 1987), das Ende der siebziger Jahre unter Leitung von Elfriede Aulhorn entwickelte

Tübinger Automatik Perimeter (TAP; Oculus, Deutschland) (Aulhorn 1975a; Aulhorn 1975b; Aulhorn 1978; Aulhorn 1982) sowie das Nachfolgegerät (Twinfield; Oculus, Deutschland).

1.1.3 Die „Frequency-of-seeing curve“

Die Bestimmung der Schwelle der jeweiligen Lichtempfindlichkeit mit *statischen* Stimuli entspricht der Bestimmung der geringsten Leuchtdichte des Stimulus beziehungsweise der Lichtunterschiedsempfindlichkeit des Patienten, die an diesen Orten wahrgenommen werden kann. Diese Schwelle ist jedoch kein abrupter Übergang von einem Leuchtdichteniveau zu einem anderen Leuchtdichteniveau oder -ort, an dem der Stimulus wahrgenommen wird. Stattdessen kann dieser Übergang durch das Modell der „Frequency-of-seeing curve“ beschrieben werden (Abbildung 1.3).

Durch sie wird die Schwelle als der Ort bzw. Zustand definiert, an dem 50% der Stimulusdarbietungen wahrgenommen werden (Bebie 1976). Hierdurch wird deutlich, dass eine Schwelle mit entsprechender Streuung per definitionem immer nur geschätzt und nicht gemessen werden kann. Die Wahrscheinlichkeit einer Stimuluswahrnehmung erreicht aufgrund der falsch-positiven und falsch-negativen Antworten niemals 0% bzw. 100%. Unter einer falsch-positiven Antwort versteht man die (irrtümliche) Angabe des Patienten, den (gar nicht dargebotenen) Stimulus wahrgenommen zu haben. Im Gegensatz dazu fehlt bei einer falsch-negativen Antwort die Angabe der Stimuluswahrnehmung, obwohl der Stimulus mit dieser oder sogar einer geringeren Reizstärke an diesem Ort bei einer früheren Darbietung bereits wahrgenommen wurde. Bei der Bestimmung einer Schwelle mit *kinetischen* Stimuli erfolgt die Stimuluspräsentation – bei optimal gewählter Lokalisation – entlang der „Frequency-of-seeing curve“. Je nach Steilheit des lokalen Verlaufs erfolgt der Übergang von nicht-sehend zu sehend relativ rasch, was sich bei mehrmaliger Stimuluspräsentation in einer geringen Streuungsbreite äußert. Bei einer lokal eher flach verlaufenden Kurve nimmt diese Streuung dann dementsprechend zu.

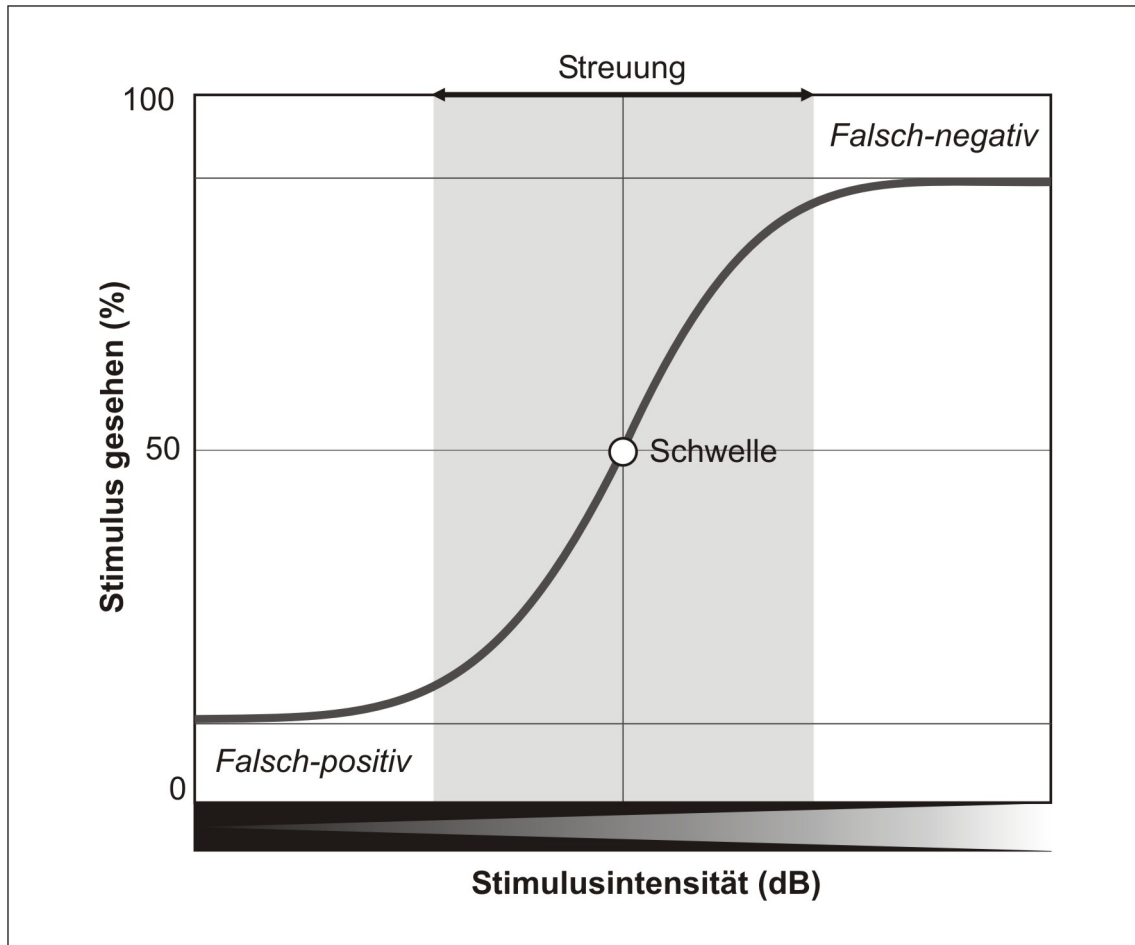


Abbildung 1.3: „Frequency-of-seeing curve“: Mit zunehmender Stimulusintensität (Abszisse) steigt die Wahrscheinlichkeit, den Stimulus zu sehen (Ordinate). Die Schwelle ist als diejenige Intensität definiert, bei welcher der Stimulus in 50% der Präsentationen gesehen wird (weitere Erläuterungen im Text).

1.2 Stato-kinetische Dissoziation (SKD): Das Riddoch-Phänomen

1.2.1 Übersicht

1917 berichtete britische Militärarzt George Riddoch während seiner Tätigkeit im Royal Army Medical Corps erstmals über ein erstaunliches Phänomen, das er an Soldaten, die durch Kugeln oder Bombensplitter in den Schlachten des Ersten Weltkrieges verletzt worden waren, beobachtet hatte. Einige seiner Patienten mit Gesichtsfeldausfällen aufgrund von Verletzungen des okzipitalen Kor-

tex konnten sich bewegende (kinetische) Objekte in eigentlich blinden Gesichtsfeldarealen wahrnehmen, während sie dieselben Objekte unbewegt (statisch) nicht wahrnahmen. Er bezeichnete dieses Phänomen als „Dissoziation der Sehwahrnehmung“ oder als „stato-kinetische Dissoziation (SKD)“ (Riddoch 1917; Walsh 1996).

Aufgrund seiner kampimetrisch und perimetrisch erhobenen Befunde teilte Riddoch seine Patienten in drei Gruppen ein:

1. Patienten, die ausschließlich Bewegung im betroffenen Halbfeld wahrnehmen.
2. Patienten, die sowohl bewegte als auch nicht-bewegte Objekte im betroffenen Halbfeld wahrnehmen können (allerdings in unterschiedlicher Ausprägung).
3. Patienten, die weder kinetische noch statische Objekte im betroffenen Halbfeld wahrnehmen können.

Aus den Daten von zehn Patienten mit okzipitalen Läsionen schloss Riddoch, dass im visuellen Kortex eine Trennung zwischen dem Sehen bewegter und nicht-bewegter Objekte vorliegen müsse. Er folgerte weiterhin, dass das Fehlen einer stato-kinetischen Dissoziation über eine Periode von mehreren Monaten ein schlechtes prognostisches Kriterium im Hinblick auf die Rückbildung des Gesichtsfeldausfalles sei: In den Fällen, in denen zu Beginn schon Bewegung wahrgenommen werden könne, sei eine Besserung zu erwarten. Andererseits sei in den Fällen, bei denen auch nach einigen Monaten immer noch keine Wahrnehmung von bewegten Objekten möglich sei, ein bleibender Gesichtsfeldausfall wahrscheinlich. Wenn sich jedoch ein Gesichtsfeldausfall zurückbilde, dann sei aber eben die Rückkehr der Bewegungswahrnehmung als erstes zu erwarten (Riddoch 1917; Walsh 1996).

Riddoch untersuchte jedoch nur Patienten mit okzipitalen Läsionen und machte daher auch diesen Teil der Sehbahn als Hauptfaktor für die Entstehung einer SKD aus. Zappia et al. berichteten 1971 – mehr als 50 Jahre nach der Erstbe-

schreibung des Phänomens – von zwei Patienten, die ein solches Riddoch-Phänomen zeigten, ohne dass der Okzipitalpol geschädigt war: Bei einer Patientin komprimierte ein Aneurysma der A. carotis interna partiell den Tractus opticus, bei einem anderen Patienten drückte ein Tumor auf das Chiasma opticum (Zappia 1971). Damit war widerlegt, dass das Riddoch-Phänomen pathognomonisch für eine Schädigung des okzipitalen Kortex oder der Sehstrahlung sei. Des Weiteren stellte Zappia die prognostische Bedeutung, die Riddoch dem Vorhandensein einer SKD zugeordnet hatte, in Frage. Im weiteren Verlauf konnte eine SKD auch bei Patienten mit Erkrankungen des Sehnerven (Zappia 1971; Wedemeyer 1989; Yabuki 1989; Katsumori 1991; Osako 1991; Gandolfo 1995) und sogar bei Gesunden (Safran 1980; Hudson 1992; Gandolfo 1996) nachgewiesen werden. Fankhauser hatte bereits 1960 bei Gesunden gezeigt, dass für statische Reize Schwellen außerhalb des zentralen 2-5° Gesichtsfeldbereiches generell etwas höher liegen als für kinetische. Bei seinen Untersuchungen kehrte sich dieser Effekt innerhalb der zentralen 2° in das Gegenteil um (Fankhauser 1960).

Bezüglich der Häufigkeit der SKD divergieren die Angaben je nach verwendeter Untersuchungstechnik teilweise erheblich (Tabelle 1.3).

Tabelle 1.3: Häufigkeit der SKD bei perimetrischen Untersuchungen in verschiedenen Studien. CAVE: In der Studie von Yabuki et al. (Yabuki 1989) wurden 162 *Augen* von insgesamt 102 Patienten untersucht.

Autor	Prävalenz der SKD	Untersuchungsmethode
Charlier et al. (Charlier 1989)	24 von 83 Patienten 29%	Kampimetrische Untersuchung; Vergleich von drei kinetisch ermittelten Isopteren (Außengrenze, ~30° und ~15° Exzentrizität) mit dem Befund einer statischen Perimetrie der zentralen 30°; die Größe der SKD wurde nicht quantitativ bestimmt; Hauptaugenmerk lag auf der Feststellung, ob mit einer Methode bestimmte Skotome besser gefunden werden konnten

(Fortsetzung der Tabelle auf der nächsten Seite.)

Autor	Inzidenz der SKD		Untersuchungsmethode
Yabuki et al. (Yabuki 1989)	32 von 162 <i>Augen</i> (102 Patienten)	20%	Gegenüberstellender Vergleich kinetischer Gesichtsfeldbefunde (GOLDMANN-Perimeter) mit statischen Gesichtsfeldbefunden (OCTOPUS, HFA und Friedmann-Perimeter; sonst keine weiteren Angaben zu den Perimetern); keine quantitative Bestimmung der SKD
Krastel et al. (Krastel 1996)	31 von 61 Patienten	51%	Gegenüberstellender Vergleich kinetisch (GOLDMANN-Perimeter) und statisch (HFA) erhobener Gesichtsfeldbefunde; Beurteilung in vier verschiedenen Qualitäten (von 0 [= keine SKD] bis 4 [= „statische Amaurose“]), somit keine Quantifizierung
Safran et al. (Safran 1980)	11 von 11 Patienten	100%	Erhebung der kinetischen als auch der statischen Befunde am GOLDMANN-Perimeter; durch Einzeichnung in denselben Befund „semi-quantitative“ (optische) Beurteilung möglich, über exakte Ausdehnung der SKD in Zahlen werden keine Angaben gemacht
Wedemeyer et al. (Wedemeyer 1989)	50 von 50 Patienten	100%	Kinetische und statische Untersuchung mit dem SQUID-Perimeter; Darbietung kinetischer und statischer Stimuli entlang der 45°, 135°, 225°- und 315°-Meridiane; quantitativer Vergleich zwischen den Wahrnehmungsorten der statischen bzw. kinetischen Stimuli auf diesen Meridianen
Gandolfo et al. (Gandolfo 1995)	6 von 6 Pa- tienten	100%	Kinetische und statische Untersuchung mit dem HFA; Darbietung kinetischer und statischer Stimuli entlang der 45°, 135°, 225°- und 315°-Meridiane; Vergleich der Empfindlichkeit für statische Stimuli an den jeweiligen Schwellen für kinetische Stimuli, somit eine „vertikale“ Bestimmung der SKD an diesen Orten

1.2.2 Mögliche (patho-)physiologische Mechanismen der SKD-Entstehung

1.2.2.1 SKD als physiologisches Phänomen

Eine physiologische SKD, d.h. also eine SKD bei einem Menschen mit intakter Sehbahn, wird dem Konzept der räumlichen Summation zugeschrieben (Greve 1973): Werden gerade noch unterschwellige, statische Stimuli nacheinander eng nebeneinander angeordnet auf der Netzhaut dargeboten, so werden sie wahrgenommen. Dieses Phänomen der räumlichen Summation erklärt damit die Wahrnehmung eines unterschweligen (also damit eigentlich nicht wahrnehmbaren) Stimulus, wenn er bewegt ist. Sie ist im peripheren Gesichtsfeldbereich ausgeprägter als im zentralen (Fankhauser 1960; Greve 1973).

A. Safran fand eine physiologische SKD nur für die achromatische Wahrnehmung (Safran 1980). Dies bedeutet, dass auch bei der Präsentation farbiger (chromatischer) Stimuli diese nicht als farbig wahrgenommen werden (Tolhurst 1973; Tolhurst 1977). Damit scheint die räumliche Summation in den Stäbchen ausgeprägter als in den für die Farbwahrnehmung zuständigen Zapfen (Safran 1980).

1.2.2.2 Funktionelle Spezialisierung

Ein Konzept der getrennten und parallelen Weiterleitung verschiedener Aspekte des Sehens wurde schon Mitte der sechziger Jahre dieses Jahrhunderts vermutet. Eine der ersten Unterteilungen von Zellen der retinalen Ganglienzellschicht machten 1966 die Sinnesphysiologen C. Enroth-Cugell und J.G. Robson: Dabei unterschieden sie in der Netzhaut von Katzen zwei verschiedene Arten von Zellen, die sie X- und Y-Zellen nannten (Enroth-Cugell 1966). Sie fanden heraus, dass X-Zellen mittel-schnell leitende Axone besitzen, um anhaltend auf einen visuellen Stimulus zu antworten, solange dieser im rezeptiven Feld der Zelle präsent ist. Diese Zellen haben nur relativ kleine rezeptive Felder. Y-Zellen dagegen haben schnell leitende Axone, die nur antworten, wenn ein Stimulus auftaucht bzw. verschwindet und besitzen große rezeptive Felder (Enroth-Cugell

1966; Cleland 1971; Maffei 1972). Über Farbwahrnehmung machten sie keine Aussage, wahrscheinlich da Katzen allenfalls eine rudimentäre Farbsehfähigkeit besitzen.

D.J. Tolhurst konnte dann 1973 *sinnese physiologisch* zwei verschiedene Arten von Kanälen der Wahrnehmung auch beim Menschen nachweisen (Tabelle 1.4): einen bewegungsempfindlichen Kanal, der nur auf bewegte Stimuli antwortet, und einen bewegungsunabhängigen, der auf stationäre *und* bewegte Reize antwortet (Tolhurst 1973). Hierbei ist der nur auf bewegte Reize ansprechende bewegungsempfindliche Kanal das sensiblere der beiden Systeme: Bewegte Stimuli werden zwar ebenfalls über den bewegungsunabhängigen Kanal wahrgenommen, allerdings scheinen diese Stimuli still zu stehen. Das bewegungsunabhängige System ist vor allem für die Wahrnehmung der räumlichen Struktur und für die Farbwahrnehmung eines gesehenen Objektes zuständig (Tolhurst 1973; Safran 1980).

Der bewegungsempfindliche Kanal besitzt somit also eine hohe Kontrastsensitivität und eine hohe zeitliche Auflösung, dabei aber nur eine geringe örtliche Auflösung sowie keine Farbunterscheidungsfähigkeit. Seine rezeptiven Feldern sind – verglichen mit dem bewegungsunabhängigen Kanal – etwas größer (Safran 1980; Derrington 1984; Livingstone 1987b), was damit auch eine schlechtere räumlichen Auflösung bedingt. Folglich dient er vor allem der Bewegungs- und (wahrscheinlich auch) Tiefenwahrnehmung von gesehenen Objekten (Livingstone 1988).

Der bewegungsunabhängige Kanal hingegen besitzt eine hohe Farbunterscheidungsfähigkeit, eine geringe Kontrastsensitivität, eine geringe zeitliche Auflösungsfähigkeit sowie eine hohe örtliche Auflösung (Safran 1980; Livingstone 1988). Dies prädestiniert ihn damit für die Farb- und Konturwahrnehmung eines Objektes.

Der bewegungsempfindliche Kanal hat eine kürzere Latenz mit einer schnelleren Weiterleitungsgeschwindigkeit als der bewegungsunabhängige und kann daher auch höhere Frequenzen der Stimulation weiterleiten.

Tabelle 1.4: Gegenüberstellung des bewegungsempfindlichen mit dem bewegungsunabhängigen Kanals. Aufgrund der unterschiedlichen Eigenschaften dient der bewegungsempfindliche Kanal vor allem der Bewegungs- und Tiefenwahrnehmung von gesehenen Objekten, während der bewegungsunabhängige Kanal vor allem für die Farb- und Konturwahrnehmung gesehener Objekte zuständig ist (Tolhurst 1973; Safran 1980; Derrington 1984; Livingstone 1987b). (¹Der bewegungsunabhängige Kanal ist auch in der Lage, bewegte Objekte wahrzunehmen, diese erscheinen hierbei allerdings stillzustehen.)

Eigenschaft	Bewegungsempfindlicher Kanal	Bewegungsunabhängiger Kanal
<i>Wahrnehmung bewegter Stimuli</i>	ja	ja ¹
<i>Wahrnehmung statischer Stimuli</i>	nein	ja
<i>Kontrastsensitivität</i>	hoch	gering
<i>Zeitliche Auflösung</i>	hoch	gering
<i>Örtliche Auflösung</i>	gering	hoch
<i>Größe der rezeptiven Felder</i>	groß	klein
<i>Farbunterscheidungs-fähigkeit</i>	nein	hoch

Tolhurst vermutete, dass es sich bei seinen beiden beschriebenen Kanälen um die menschlichen Korrelate der ursprünglich bei Katzen entdeckten X- und Y-Zellen handeln könnte (Tolhurst 1973). 1976 schließlich konnte B. Dreher „X-like“- und „Y-like“-Zellen auch bei Primaten nachweisen. Diese Zellen besaßen Eigenschaften, die denen der Katzen in vielen Punkten ähnelten (Dreher 1976).

Ein Weg der parallelen Weiterleitung visueller Informationen konnte bereits vorher *anatomisch* beim Primaten nachgewiesen werden: Er besteht aus dem magnozellulären (= M-Bahn; von magnus, lat. „groß“ da ihre Neurone große Zellkörper besitzen) und dem parvozellulären System (= P-Bahn; von parvus, lat. „klein“, da ihre Neurone kleine Zellkörper besitzen). Die M-Zellen reagieren schon auf geringe Kontraste (haben damit eine hohe Kontrastempfindlichkeit), antworten nur kurzanhaltend und besitzen sehr schnell leitende Axone. Die P-

Zellen dagegen reagieren nur auf hohe Kontraste (haben damit eine geringe Kontrastempfindlichkeit), antworten anhaltend auf einen Stimulus und sind farbempfindlich. Ihre Axone leiten Impulse nur relativ langsam (Schiller 1978; Livingstone 1987b).

Ursprüngliche Vermutungen, dass das X-/Y-Zellen-System und das magno-/parvozelluläre System zwei analoge Ausprägungen ein und derselben neuronalen Organisationsform darstellen (Dreher 1976; Schiller 1978; Leventhal 1981), müssen trotz vieler Ähnlichkeiten angezweifelt werden. Die ursprüngliche Unterscheidung der X- von den Y-Zellen basierte auf der Linearität der räumlichen Summation innerhalb des Zentrums ihres rezeptiven Feldes. Dies bedeutet, dass bei X-Zellen alle von den Photorezeptoren kommenden Signale addiert werden und dass diese Summation darüber entscheidet, ob das Signal weitergeleitet wird. Zum Beispiel kann in der Netzhaut der Katze ein Abnehmen der Beleuchtung einer Seite eines rezeptiven Feldes komplett den Effekt einer gleichzeitig zunehmenden Beleuchtung der anderen Hälfte dieses rezeptiven Feldes auslöschen. Ein solches Verhalten konnte dagegen für die Y-Zellen nicht beobachtet werden (Enroth-Cugell 1966).

Aber X- und Y-Zellen unterscheiden sich auch noch in anderen Aspekten voneinander: X-Zellen haben – verglichen mit den Y-Zellen – kleinere Zellkörper und Axone. Ihre rezeptiven Felder sind kleiner und ihre Antworten auf Lichtreize sind anhaltender. Ähnliche Unterschiede gibt es auch zwischen den M- und P-Zellen der Primaten: die M-Zellen haben größere Zellkörper und Axone, ihre rezeptiven Felder sind größer und ihre Antworten auf Lichtreize sind nur kurz. Allerdings konnte Shapley 1986 zumindest drei wichtige Unterschiede zwischen dem X-/Y-Zell- und dem M-/P-Zell-System aufzeigen (Shapley 1986): (1) Während die M- und P-Schichten im Corpus geniculatum laterale (CGL) strikt getrennt verlaufen, sind die X- und Y-Zellen im CGL in den verschiedenen Schichten gemischt (Blakemore 1981; Shapley 1981). (2) Bei Primaten ist der auffallendste Unterschied zwischen M- und P-Zellen die Farbwahrnehmungsfähigkeit, während es einen solchen Unterschied zwischen X- und Y-Zellen weder bei Katzen noch bei Primaten gibt (Livingstone 1987b). (3) Bei Primaten zeigen M-

und P-Zellen deutliche Unterschiede in der Kontrastwahrnehmung, während X- und Y-Zellen dieses weder bei Katzen noch bei Primaten demonstrieren (Kaplan 1982).

Damit erscheint es heute unwahrscheinlich, dass die X- und Y-Kanäle – falls es überhaupt Kanäle sind – den M- und P-Kanäle entsprechen (Livingstone 1987b).

1.2.2.3 Das magno-/parvozelluläre System und höhere visuelle Zentren

Eine klare physikalische Trennung von Neuronen in der retinocorticalen Bahn der Primaten fiel erstmals im Corpus geniculatum laterale (CGL) mit seinen deutlichen magno- und parvozellulären Schichten auf. Obwohl die Trennung im CGL am deutlichsten wird und auch hier entdeckt wurde (Minkowski 1920), hat sie ihren Ursprung doch schon vorher. Die beiden verschiedenen Gruppen von Schichten erhalten ihre Informationen von zwei unterschiedlichen Klassen retinaler Ganglienzellen: die magnozellanen Schichten erhalten Informationen von den A-Zellen, die parvozellulären Schichten von den B-Zellen, wobei sich diese beiden Gruppen retinaler Ganglienzellen sowohl anatomisch als auch physiologisch voneinander unterscheiden (Leventhal 1981) (siehe Tabelle 1.5): Die A-Zellen [entsprechen den M-, P_{α} - und wahrscheinlich Parasol-Zellen (Cowey 1989)] haben große Zellkörper und mittelgroße, charakteristische dendritische Felder und die größten Axone aller Zellen der retinalen Ganglienzellschicht. Sie machen etwa 10% aller retinalen Ganglienzellen aus. Dahingegen haben die B-Zellen [entsprechen den P-, P_{β} - und wahrscheinlich Midget-Zellen (Cowey 1989)] kleine Zellkörper, kleine bis mittlere Axone und die kleinsten dendritischen Felder der gesamten Retina. Sie machen etwa 80% aller retinalen Ganglienzellen aus. Ob diese Dualität der Sehbahn auch schon vorher besteht, eventuell auf Niveau der Bipolar- oder Horizontalzellen der Retina, ist unklar. Die Signale sowohl der M- als auch der P-Bahn kommen mit hoher Wahrscheinlichkeit von denselben Zapfen und Stäbchen in der Retina. Ihre erwähnten unterschiedlichen Antworten auf bestimmte Reize erfolgt daher durch

die unterschiedliche Auswertung der von den Photorezeptoren kommenden Informationen (Livingstone 1988).

Tabelle 1.5: anatomische Eigenschaften der Zellen der magno- und parvozellulären Bahn.

Eigenschaft	Magnozellanläre Bahn	Parvozelluläre Bahn
Zellen	M-Zellen = A-Zellen = P α -Zellen = Parasol-Zellen	P-Zellen = B-Zellen = P β -Zellen = Midget-Zellen
Größe der Zellkörper	groß	klein
Größe der rezeptiven Felder	mittelgroß	klein
Größe der Axone	groß	klein-mittel
Anteil an allen Zellen der retinalen Ganglienzellschicht	ca. 10%	ca. 80%

Eine weitere Gruppe von Zellen in der Retina der Primaten stellen die P γ -Zellen dar, welche auf die Colliculi superiores im Mittelhirn projizieren. Sie sind morphologisch und physiologisch inhomogen und reagieren teilweise auf Bewegung, jedoch wohl nicht auf Farbkontraste (Covey 1989; Covey 1991). Sie bilden die verbleibenden etwa 10% der retinalen Ganglienzellen, in ihrer Gesamtheit stellen sie eine weitere Bahn zur Projektion von Seheindrücken dar (siehe Kapitel 1.2.2.4).

Das CGL der Primaten besteht aus sechs Schichten, wobei die P-Bahn in die obersten vier Schichten und die M-Bahn in die unteren beiden Schichten einstrahlt. 1920 entdeckte M. Minkowski, dass jedes Auge alternierend auf drei der sechs Schichten projiziert: Jede Gesichtsfeldhälfte ist dreimal pro CGL abgebildet, zweimal in den parvozellulären und einmal in den magnozellanlären Schichten (Minkowski 1920) (Abbildung 1.4).

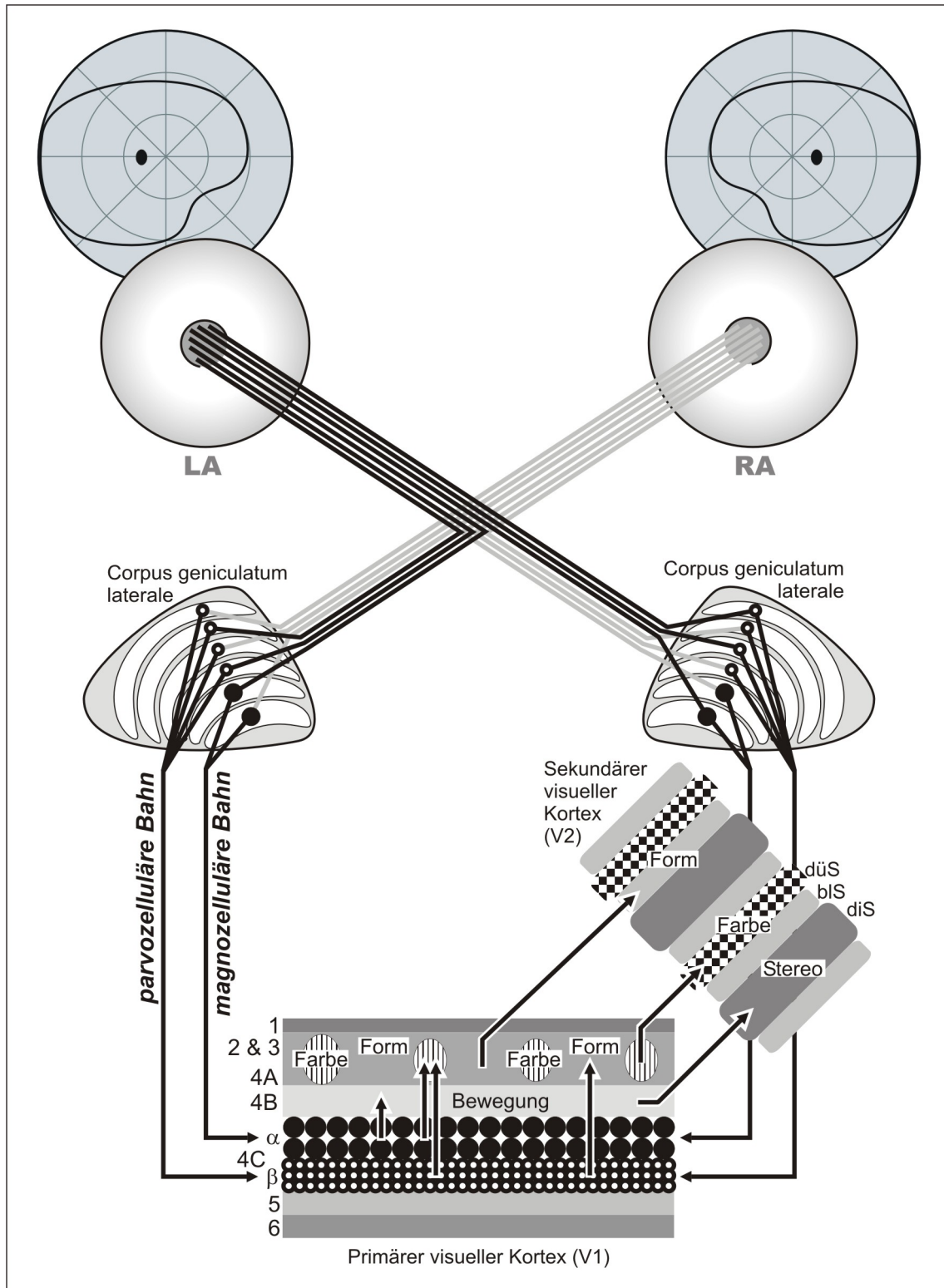


Abbildung 1.4: Verlauf des magno- und parvozellulären Systems entlang der Sehbahn und der Auftrennung der Bahnen im primären (V1) und sekundären (V2) visuellen Kortex. Weitere Informationen und Details finden sich im Text (Kapitel 1.2.2.3). Die Blobs in den Schichten 2 & 3 des primären visuellen Kortex sind als gestreifte ovale Kreise dargestellt, das Interblob-System ist der übrige Bereich dieser Schichten. düS: dünne Streifen; blS: blasse Streifen; diS: dicke Streifen. *Modifiziert nach Livingstone (Livingstone 1988).*

Die Trennung dieser beiden Kanäle setzt sich bis in den primären visuellen Kortex (V1; entspricht Brodmann-Areal 17 (Brodmann 1908)) fort (siehe auch Abbildung 1.5): Die *magnozellulären* Schichten des CGL projizieren auf die Schicht 4C α (Hubel 1972), welche wiederum auf die Schicht 4B projiziert, von wo aus die Information in die visuelle Area 2 (V2) und in den mittleren Temporallappen (MT, entspricht V5) weitergeleitet wird (Lund 1973; Lund 1975). Die Zellen der Schicht 4B sind richtungsselektiv, d.h. sie reagieren am stärksten auf Linien einer bestimmten Ausrichtung und die meisten auch auf sich aufwärtsbewegende Kanten (allerdings nicht auf sich abwärtsbewegende!) (Livingstone 1984b). Wie auch den magnozellulären Schichten des CGL fehlt ihnen die Farbspezifität. Daher ist das Magno-System farbenblind: wie auf Schwarz-Weiß-Photos sind zwei verschiedene Farben wie z.B. Rot und Grün bei einer bestimmten relativen Helligkeit nicht voneinander zu unterscheiden.

Die *parvozellulären* Schichten projizieren auf die Schicht 4C β (Hubel 1972), von dort aus auf die Schichten 2 und 3 und schließlich auf V2 (Lund 1973; Lund 1975). Die Schichten 2 und 3 des primären visuellen Kortex bestehen wiederum aus einem Mosaik von Blobs (so genannt wegen ihrer dreidimensionalen Form) und Interblobs. Wahrscheinlich dient das Blob-System der Analyse von Farbe und Helligkeit (Livingstone 1984a). Interblobs hingegen reagieren nicht selektiv auf Farben, sondern auf Kanten mit Farbkontrast, wobei dies unabhängig von der jeweiligen Farbe ist (Livingstone 1984a). Dieses legt nahe, dass viel von dem parvozellulären Input derart verarbeitet wird, dass der Farbkontrast zur Identifikation von Grenzen und Kanten genutzt wird, jedoch die Information über die Farbe an sich verloren geht (Gouras 1979). Diesbezüglich ähnelt das Interblob-System dem Magno-System, allerdings mit einem entscheidenden Unterschied: Die meisten Interblob-Zellen antworten auf Farbunterschiede an Kanten, bei denen die beiden Farben gleich hell und damit für die Magno-Zellen unsichtbar sind! Die Schichten 2 und 3 der Area V1 erhalten ihre Informationen fast ausschließlich aus der parvozellulär gespeisten Schicht 4C β , jedoch sollten zumindest die Blobs noch einmal als getrennte Untereinheit angesehen werden, da vieles darauf hinweist, dass sie zusätzlich auch magnozellulären Input erhalten (Livingstone 1984b).

Damit verbleibt am Ausgang von V1 das magnozelluläre System gesondert und das parvozelluläre System hat sich scheinbar in zwei Äste aufgeteilt (Livingstone 1988):

- *magno* → 4C α → 4B
- *parvo* → 4C β → 2 und 3 (*interblob*)
- *parvo (+ magno?)* → 4C β → 2 und 3 (*blob*)

Hauptprojektionsort von V1 ist die visuelle Area 2 (Brodmann Areal 18 (Brodmann 1908)). Bei histochemischen Untersuchungen des Gehirns mit Cytochromoxidase, einem mitochondrialen Enzym, wurde bei V2 ein gänzlich anderer Aufbau als bei V1 gefunden: Statt aus Blobs und Interblobs besteht V2 aus alternierenden blassen und dunklen Streifen („pale stripes“ bzw. „dark stripes“). Die dunklen Streifen bestehen selbst noch einmal aus zwei Untergruppen, den dicken und dünnen dunklen Streifen („thick stripes“ bzw. „thin stripes“) (Tootell 1983). Damit gibt es nun drei histologisch definierte Regionen in V2 sowie drei Untergruppen von Projektionsfasern in V1 und es lag nahe, zu erforschen, ob diese etwas miteinander zu tun hätten. Und tatsächlich fanden M. Livingstone und D. Hubel heraus, dass die Blobs mit den dünnen Streifen, die Interblobs mit den blassen Streifen und die Schicht 4B mit den dicken Streifen verbunden sind (Livingstone 1984b; Livingstone 1987b).

Die Zellen in den dünnen Streifen sind – genau wie die Zellen in den Blobs – farbempfindlich, während die Zellen in den blassen Streifen – genau wie die Zellen in den Interblobs – nicht explizit farbempfindlich sind. Sie sind vor allem bewegungs-, aber nicht richtungsempfindlich. Mindestens die Hälfte von ihnen ist „end-stopped“, das bedeutet, dass sie auf kurze, aber nicht auf lange Linien oder Kanten antworten. Die Zellen in den dicken Streifen schließlich sind auch bewegungsempfindlich, aber nur wenige sind „end-stopped“. Die schlüssigste Antwortselektivität fanden Livingstone und Hubel bei stereoskopisch wahrgenommener räumlicher Tiefe – die meisten Zellen reagierten kaum auf die Stimulation nur eines Auges, jedoch sehr lebhaft, wenn beide Augen gemeinsam stimuliert wurden. Einschränkend muss hier angemerkt werden, dass eine solche klare Unterscheidung von anderen Studien nicht oder nur tendenziell bestätigt werden konnten (DeYoe 1985). Einige dieser Diskrepanzen mögen

werden konnten (DeYoe 1985). Einige dieser Diskrepanzen mögen von den Schwierigkeiten herrühren, die dünnen und dicken Streifen anatomisch voneinander zu unterscheiden (Crawford 1990).

Physiologische Studien an Affen zeigten schließlich, dass es neben V1 und V2 zahlreiche weiterverarbeitende Zentren gibt. Die Ergebnisse elektrophysiologischer Untersuchungen von Zellen dieser weiteren visuellen Zentren lassen vermuten, dass die funktionelle Trennung der Sehwahrnehmung, die an den vordersten Abschnitten der Sehbahn beginnt, bis in die höchsten visuellen Zentren beibehalten wird. Eines dieser höheren visuellen Zentren ist der mittlere Temporallappen (MT; V5), der wahrscheinlich für die Analyse von Bewegung und für das Wahrnehmen von räumlicher Tiefe verantwortlich ist (Dubner 1971; Maunsell 1983; Rodman 1987). V5 erhält Zuflüsse aus der Schicht 4B in V1 (Ungerleider 1979) sowie aus den dicken Streifen in V2 (DeYoe 1985; Shipp 1985) und damit also vor allem aus dem magnozellulären System.

Ein anderes höheres visuelles Zentrum ist V4, welches wahrscheinlich das Zentrum zur Verarbeitung des Farbeindrucks darstellt (Zeki 1980). Es erhält Zuflüsse von den farbempfindlichen dünnen Streifen in V2 und möglicherweise auch von den blassen Streifen (DeYoe 1985; Shipp 1985). Es gibt starke Hinweise darauf, dass diese Kanäle auch in noch höheren Zentren des Gehirns getrennt bleiben. Aus Beobachtungen von Patienten mit Läsionen in den entsprechenden Arealen haben Pohl (Pohl 1973) und Ungerleider & Mishkin (Ungerleider 1982) zwei funktionell getrennte Abteilungen von visuellen Assoziationszentren definiert: Die temporo-okzipitale Region, notwendig zum Erlernen des Identifizierens von Objekten („Was-System“), und die parieto-okzipitale Region, notwendig zum Erkennen der Position eines Objektes („Wo-System“). Da V4 bevorzugt in die temporale Region und MT vor allem in den parietalen Kortex projiziert (Rockland 1979; Desimone 1980; Maunsell 1983), stellt die temporale Bahn möglicherweise die Fortsetzung des Parvo-Systems und die parietale Bahn möglicherweise die Fortsetzung des Magno-Systems dar. Der Verlauf der Bahnen des magno- und des parvozellulären Systems ist noch einmal schematisch in Abbildung 1.5 zusammengefasst.

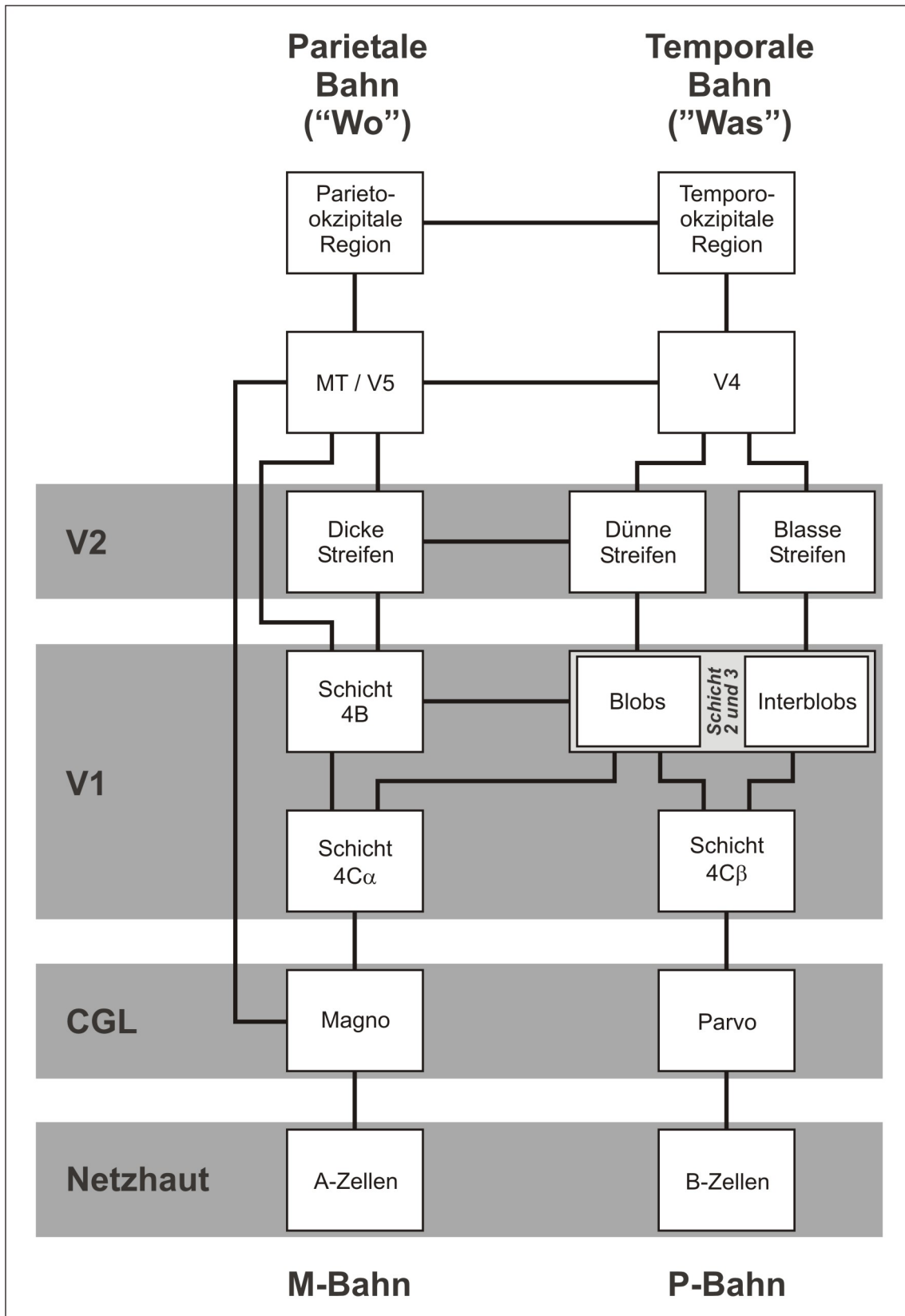


Abbildung 1.5: Schematische Darstellung nachgewiesener Verbindungen zwischen Zentren des visuellen Systems (nur einige dargestellt). Hierdurch wird klar, dass die verschiedenen Systeme und Bahnen nicht streng getrennt sind. CGL: Corpus geniculatum laterale; MT: Middle temporal area. *Modifiziert nach Merigan (Merigan 1993).*

Mit den erwähnten Untersuchungen konnten viele Fragen den Sehvorgang betreffend schon geklärt werden, jedoch bleibt eine elementare Frage noch offen: Warum ist das visuelle System überhaupt unterteilt?

Elektrophysiologische Studien haben gezeigt, dass über das magnozelluläre System die Information über Bewegung und räumliche Tiefe transportiert wird. Möglicherweise hat dieses System damit auch eine mehr globale Funktion bei der Interpretation der räumlichen Wahrnehmung (Livingstone 1988; Merigan 1990). Aber was ist dann die Funktion des zehn Mal „größeren“ parvozellulären Systems? Zum einen ermöglicht es uns das Farbsehen und die Detektion von Kanten, die nur durch unterschiedliche Farben wahrnehmbar sind. Andererseits haben Experimente mit verblassenden, kontrastarmen Bildern gezeigt, dass diejenigen, die nur mit dem magnozellulären System gesehen werden können, schon nach wenigen Sekunden des Betrachtens nicht mehr wahrgenommen werden (Livingstone 1987a). Während das magnozelluläre System also vor allem auf sich bewegende Objekte reagiert und Informationen über den groben Aufbau beziehungsweise die grobe Organisation der sichtbaren Welt weiterleitet, scheint das parvozelluläre System wichtig für die detailliertere Analyse einer Szene zu sein (Livingstone 1988).

Diese vermuteten Funktionen wären dann auch konsistent mit der evolutionären Geschichte der beiden Systeme: Das magnozelluläre System scheint das primitivere der beiden zu sein und ist wahrscheinlich das Pendant zum visuellen System der „Nicht-Primaten-Säugetiere“. In diesem Falle überrascht es dann auch nicht, dass über das magnozelluläre System die essentiellen Funktionen für das Sehen eines Tieres geleitet werden. Es benutzt das Sehen hiermit zum Navigieren in seiner Umwelt, Beute fangen und dem Ausweichen von Gefahren. Das parvozelluläre System dagegen, welches nur bei Primaten gut ausgebildet ist, scheint die Fähigkeit hinzuzufügen, die Form, Farbe und Oberfläche eines Objektes genauer wahrnehmen zu können. Damit wird die Möglichkeit geschaffen, einem Objekt verschiedene Attribute zuzuordnen und dieses dadurch eingehender analysieren zu können (Livingstone 1988). Wenn sich das parvozelluläre System durch Subspezialisieren bereits existierender Strukturen erst nach

dem magnozellularen System entwickelt haben sollte, so erscheint es nicht verwunderlich, dass es in den Eigenschaften der beiden Systeme einige Überschneidungen gibt: Beide verarbeiten Informationen über Orientierung und es gibt einige Hinweise darauf, dass beide Systeme zur Wahrnehmung von Umrisssen genutzt werden können (Livingstone 1988).

1.2.2.4 Extrastriäre Zuflüsse in die höheren visuellen Zentren

Ursprünglich wurde angenommen, dass das CGL seine Fasern nur auf den primären visuellen Kortex (V1) projiziert. Allerdings konnten in den siebziger und achtziger Jahren eine Reihe von Veröffentlichungen zeigen, dass Fasern des CGL von dort zusätzlich zur striären Hauptbahn in extrastriäre Bereiche führen, in die Areale V2, V4, V5 und den temporalen Kortex (Zeki 1978; Benevento 1981; Yukie 1981; Bullier 1983; Cowey 1991; ffytche 1995). Die bekannten visuellen Bahnen der Retina zu ihren ersten Zielgebieten im Gehirn sind schematisch in Abbildung 1.6 dargestellt.

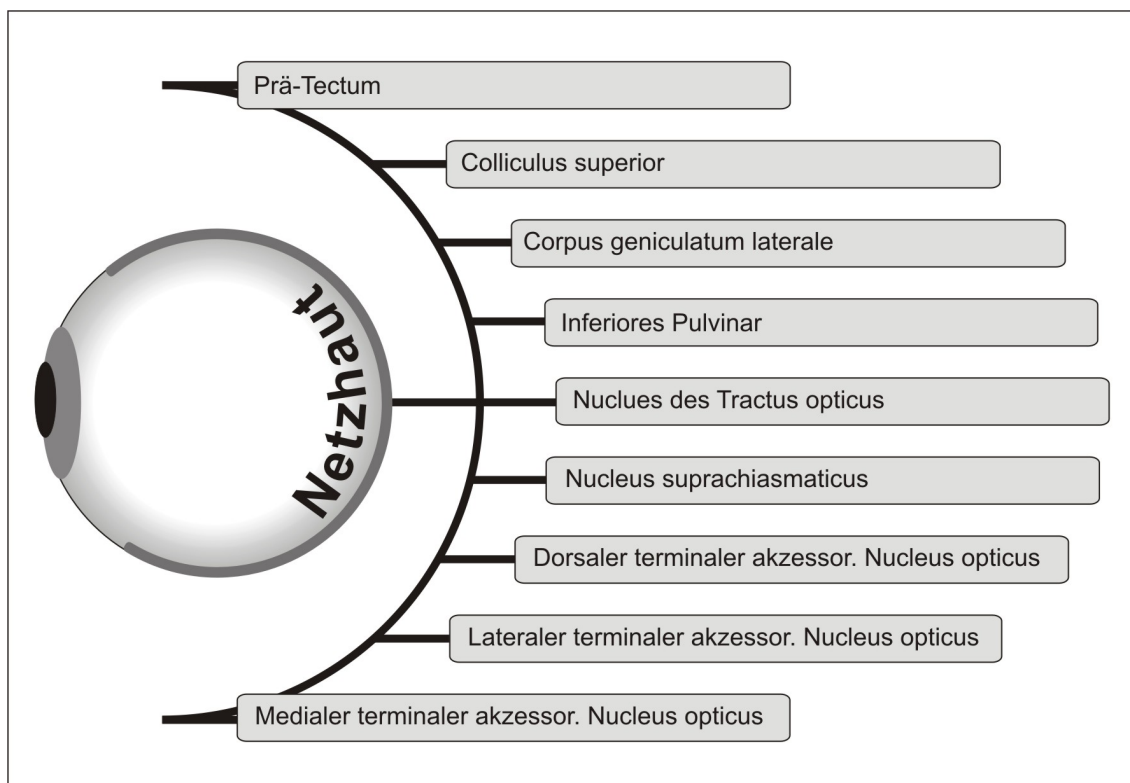


Abbildung 1.6: Parallele Projektionen der Retina [nach (Weiskrantz 1996) und (Cowey 1991)].

Hieraus wird klar, dass es neben der oft beschriebenen, Millionen Fasern umfassenden Bahn zum CGL (und von dort nach V1) noch viele andere Bahnen gibt, wenn auch mit vergleichsweise geringerer Faserzahl.

Ende der sechziger und Anfang der siebziger Jahre entstand die These der zusätzlichen visuellen Bahnen (Schneider 1969). Hierbei zieht neben der genikulo-striären Hauptbahn (entspricht der magno- und parvozellulären Bahn) eine zweite visuelle Bahn ("second visual pathway", retino-tectale Bahn, extrastriäre Bahn), welche ihren Anfang in den P γ -Zellen der retinalen Ganglienzellschicht nimmt, über die Colliculi superiores und das Pulvinar zum visuellen Kortex sowie zu anderen kortikalen Regionen zieht (Wilson 1970; Benevento 1976). Die visuelle räumliche Information wird zusätzlich zum CGL über mesenzephalische Strukturen – und hier vor allem über die Colliculi superiores – geleitet (Perenin 1977). Mohler und Wurtz zeigten 1977, dass unilaterale Läsionen sowohl isoliert des striären Kortex als auch isoliert der Colliculi superiores beim Affen diskrete Defizite der visuellen Orientierung verursacht (Mohler 1977). Es konnten jedoch weiterhin visuelle Stimuli wahrgenommen und visuell geführte Sakkaden in die entsprechende geschädigte Gesichtsfeldhälfte gemacht werden. Wurden jedoch sowohl Colliculus superior als auch striärer Kortex *gemeinsam* geschädigt, so resultierte hieraus ein vollständiger und permanenter Halbseitenausfall. Daher besitzen striärer Kortex und die Colliculi superiores wahrscheinlich ergänzende Aufgaben in der Führung visueller Sakkaden, und jede der beiden Strukturen kann die relevante visuelle Information in Abwesenheit der anderen weiterleiten bzw. -verarbeiten (Mohler 1977; Perenin 1977). Weitere Untersuchungen an Menschen mit Läsionen der genikulo-striären Bahn bzw. des visuellen Kortex konnten einen Großteil dieser Ergebnisse auch beim Menschen bestätigen (Weiskrantz 1974; Zihl 1980; Weiskrantz 1996).

Bei Untersuchungen an einem Patienten, der durch eine Läsion in V1 erblindet war, konnte gezeigt werden, dass er bewusst die Richtung eines kinetischen Stimulus in seinem blinden Gesichtsfeld erkennen konnte. Es ist anzunehmen, dass diese Signale den prästriären Kortex (einschließlich V5 und V2) unter Umgehung von Area V1 erreichten (Barbur 1993). Solche Ergebnisse lassen dar-

auf schließen, dass direkte Zuflüsse in den prästriären Kortex (ohne „Umweg“ über den primären visuellen Kortex) einen wichtigen Seitenpfad der Sehbahn darstellen, der eine unabhängige Bewegungswahrnehmung ohne die Aktivierung von Area V1 ermöglicht (Cowey 1991; ffytche 1995). Hierbei wurde ein interessanter Unterschied der Bewegungswahrnehmung zwischen Läsionen in Area V1 und Area V5 zu beobachtet: Patienten mit geschädigtem Area V1 konnten nur Stimuli mit hohem Kontrast und Winkelgeschwindigkeiten von mehr als $15^\circ/s$ wahrnehmen. In einer PET-Studien wurde gezeigt, dass diese verbleibende Wahrnehmung durch den prästriären Kortex vermittelt wird (Barbur 1993). Allerdings wies Zeki 1998 bei einem Patienten nach, dass auch geringere Winkelgeschwindigkeiten (in diesem Fall waren es $4^\circ/s$) bei einem Patienten mit geschädigtem V1 zu einer Aktivierung – wenn auch in geringerem Ausmaß – von Area V5 führt (Zeki 1998).

Bei einer Patientin mit einer selektiv geschädigten Area V5 (also intakter Area V1) konnte schließlich gezeigt werden, dass eine Wahrnehmung eines Reizes nur bei geringen Winkelgeschwindigkeiten von unter $6^\circ/s$ möglich ist (Shipp 1994). Einschränkend hierzu muss allerdings erwähnt werden, dass Plant et al. 1993 Untersuchungen an Patienten mit unilateralen Läsionen in der Region V5 präsentierten, welche Reize mit Winkelgeschwindigkeiten von 16 und $20^\circ/s$ wahrnehmen und deren Richtung bestimmen konnten (Plant 1993a; Plant 1993b).

D.H. ffytche erweiterte 1995 die These der zwei verschiedenen Wege der Bewegungswahrnehmung (ffytche 1995): Der eine ist nach diesen Ergebnissen dominant, wenn keine Bewegung vorhanden oder die Bewegung langsam ist und wird wohl hauptsächlich aus den parvozellulären Schichten des CGL gespeist. Die Information gelangt hierbei zunächst in Area V1 und wird dann in die prästriären Zentren zur Weiterverarbeitung geleitet. In diesem Fall findet wahrscheinlich die primäre Verarbeitung bereits in Area V1 statt. Wendet man diese These auf eine Läsion in Area V5 an, so erlaubt dies dem betroffenen Patienten die Bewegungswahrnehmung eines sich langsam bewegenden Stimulus (Shipp 1994). Der zweite Weg wird umso dominanter, je größer die Winkelgeschwin-

digkeit des Stimulus wird. Dieser Weg wird wahrscheinlich vor allem aus den magnozellulären Schichten des CGL gespeist und führt parallel zu Area V1, Area V5 und möglicherweise auch zu Area V3 (ffytche 1995; Holliday 1997). Allerdings ist es möglich, dass nicht jedes Signal, welches die Area V5 unter Umgehung von Area V1 erreicht, bewusst wahrgenommen wird (Bullier 1995). Diese Annahme konnten Zeki und ffytche 1998 unterstützen, in dem sie den Grad der bewussten Wahrnehmung mit der Aktivierung von Area V5 in einer funktionellen Kernspinuntersuchung bei einem Patienten mit geschädigter Area V1 korrelierten: Eine bewusste Wahrnehmung eines bewegten Stimulus fand nur statt, wenn ein gewisser Aktivierungsgrad überschritten wurde. Blieb dies aus, so wurde der Stimulus zwar weiterhin wahrgenommen, allerdings geschah dies nicht mehr bewusst (Zeki 1998) – dieses Phänomen wird auch als „Blindsight“ bezeichnet (Weiskrantz 1974).

Damit erscheint es zumindest wahrscheinlich, dass sowohl stato-kinetische Dissoziation als auch Blindsight zwei Seiten ein und desselben Phänomens darstellen (Cowey 1991).

Damit lässt sich soweit feststellen, dass eine stato-kinetische Dissoziation (SKD) sowohl bei Gesunden als auch bei Kranken, sowohl bei Schäden der vorderen als auch der hinteren Sehbahn auftritt. Die Entdeckung der funktionellen Spezialisierung der Weiterleitung des Seheindrucks macht es nun verständlich, dass Schäden der Sehbahn bzw. der weiterverarbeitenden kortikalen Zentren nicht alle Qualitäten gleichermaßen betreffen müssen. Die visuelle Information wird schon am Beginn der Sehbahn in einzelne Teilaspekte zerlegt, welche dann auch getrennt weitergeleitet werden. Verbliebene, funktionierende Zellen des bewegungsempfindlichen magnozellulären Systems sowie seine größeren rezeptiven Felder sind damit eine mögliche Erklärung für das Auftreten der im Vergleich zur physiologischen SKD teilweise erheblich größeren SKD bei Schädigungen der Sehbahn. Hierdurch kann dann auch, zumindest teilweise, das Nicht-Funktionieren der Zellen des „bewegungsblinden“ parvozellulären Systems kompensiert werden. Bei Schäden der kortikalen Zentren spielt zusätzlich eine Rolle, welche der visuellen Zentren und ihrer verschiedenen Zuflüsse in-

takt bleiben und damit noch zur Verarbeitung des Seheindrucks zur Verfügung stehen.

Extrastriäre Zuflüsse in die höheren kortikalen Zentren der Bewegungsverarbeitung und -analyse sind eine mögliche Erklärung für das Phänomen der Blind-sight in ansonsten „blinden“ Gesichtsfeldbereichen. Die Verbindungen, die hierbei in erster Linie eine Rolle spielen, sind die retino-tektale (retino-kolikuläre) Bahnen, welche extrastriäre visuelle Areale über die Colliculi superiores erreicht, die direkten genikulo-extrastriären Verschaltungen und – wenn auch nur in Fällen inkompletter Läsionen – die verbliebenen Areale der Radiatio optica und des striären Kortex (genikulo-striäre Projektionen).

Über das Ausmaß der physiologischen SKD und der SKD bei den verschiedenen Erkrankungen der Sehbahn gibt es bislang neben Berichten über Einzelfälle nur wenige Studien (Riddoch 1917; Zappia 1971; Safran 1980; Tsutsui 1984; Charlier 1989; Finkelstein 1989; Wedemeyer 1989; Yabuki 1989; Katsumori 1991; Osako 1991; Hudson 1992; Gandolfo 1995; Gandolfo 1996; Krastel 1996). Dabei wurde bisher jedoch noch nie der exakte Verlauf der SKD entlang des Verlaufs einer Skotomgrenze sowohl qualitativ als auch quantitativ innerhalb einer Methode an ein und demselben Untersuchungsgerät ermittelt. Mit der hier vorgestellten Methode soll dies nun erstmals verwirklicht werden.

1.3 Zielsetzung dieser Studie

Eine primäre Voraussetzung für diese Methodik ist die Einsetzbarkeit in der alltäglichen klinischen Routine, da viele der schon oben beschriebenen Untersuchungen sehr zeit- und arbeitsaufwendig waren und daher nur in Einzelfällen bzw. mit nur kleinen Fallzahlen durchgeführt werden konnten. Daher wurde beim gesamten Design auf eine gute Integrierbarkeit in den üblichen perimetrischen Untersuchungsablauf geachtet. Im Rahmen dieser Studie sollte eine neue Methode zur Bestimmung der individuellen stato-kinetischen Dissoziation entlang der Skotomgrenze eingeführt werden. Diese Methode wurde bei Patien-

ten mit Erkrankungen, die verschiedene Abschnitte der Sehbahn betreffen, eingesetzt.

Folgende Ziele lagen diesen Untersuchungen zugrunde:

- ➔ Bestimmung der genauen Schwellen individuell entlang einer Skotomgrenze – sowohl kinetisch als auch statisch
- ➔ Bestimmung der lokalen individuellen Streuung bei Mehrfachpräsentation für jeden einzelnen Stimulus – sowohl kinetisch als auch statisch
- ➔ Festlegung eines Algorithmus zur Definition und Berechnung der exakten stato-kinetischen Dissoziation sowie deren Verlauf entlang der untersuchten Skotomgrenze
- ➔ Festlegung von Qualitätsparametern zur Überprüfung der automatisiert berechneten SKD
- ➔ Vergleich der Untersuchungsdauer von kinetischer und statischer Perimetrie
- ➔ Evaluation der praktischen Anwendbarkeit der Methode im klinischen Alltag
- ➔ Überprüfung der Retest-Reliabilität anhand von Mehrfachuntersuchungen einzelner Patienten
- ➔ Portierung der ursprünglich am Tübinger Computer Campimeter (TCC) entwickelten Methode auf ein kommerziell verfügbares Perimeter

2. Material und Methodik

2.1 Untersuchungsaufbau

Die Untersuchungseinheit besteht aus drei Untereinheiten (Abbildung 2.1):

1. Untersuchungsmonitor und zugehöriges Gestell mit Kopfstütze
2. Steuercomputer mit zugehörigem Monitor und Software
3. Pupillenrechner, Infrarot (IR)-Kamera und zwei Monitore zur Erfassung und Aufzeichnung der Pupillendaten

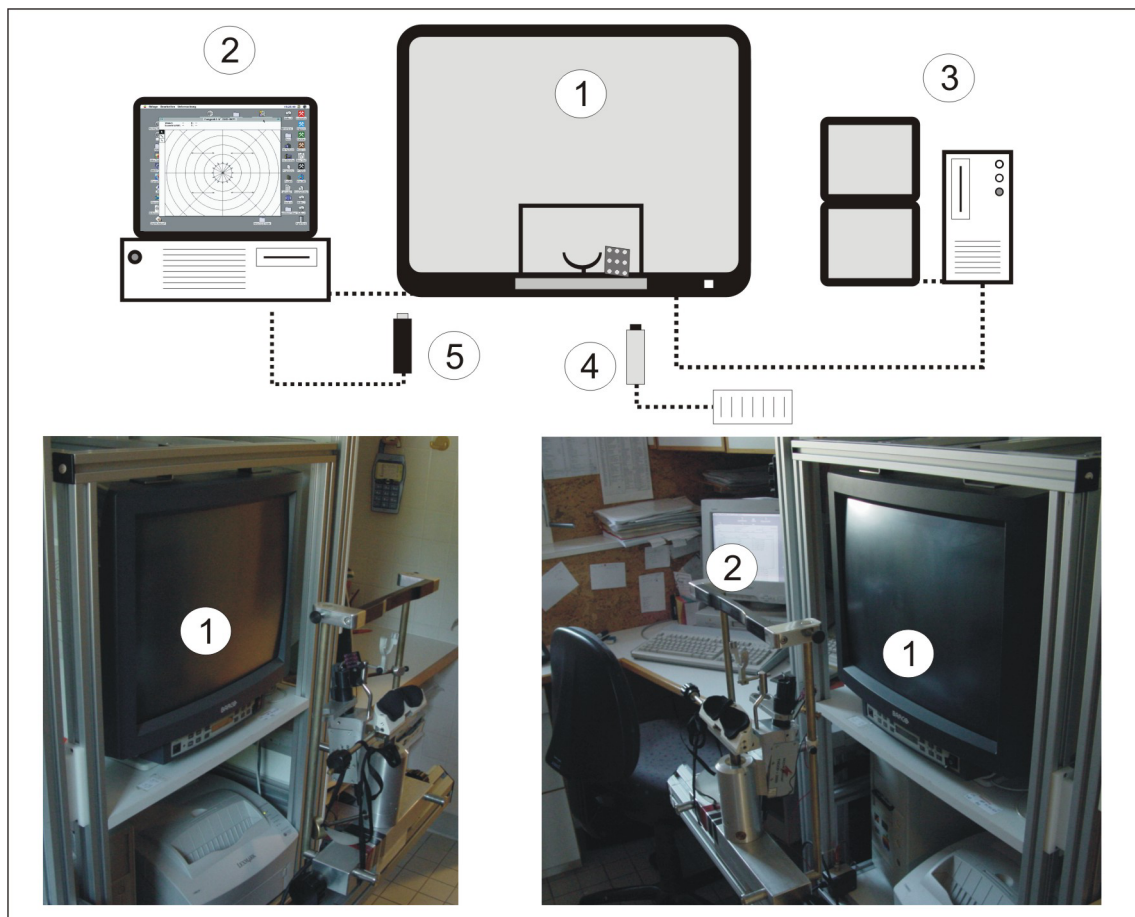


Abbildung 2.1 oben: Schematischer Versuchsaufbau des Tübinger Computer Campimeter (TCC): ① Darbietungsmonitor/Untersuchungsmonitor und zugehöriges Gestell mit Kopfstütze und integrierter Infrarotkamera; ② Steuercomputer mit zugehörigem Monitor; ③ Pupillenrechner und zwei Monitore zur Erfassung und Aufzeichnung der Pupillendaten; ④ Drucktaster mit unabhängiger Lautgeber für die manuelle Untersuchung; ⑤ mit dem Steuercomputer verbundener Drucktaster für die automatisierten Untersuchungen. **Abbildung 2.1 unten:** Fotografien des TCC

2.1.1 Der Untersuchungsmonitor

Die Untersuchungen wurden an einem BARCO-Echtfarbenmonitor (CALIBRATOR, Fa. BARCO, Kippenheim) durchgeführt. Der Monitor verfügt über eine Auflösung von 1024 mal 768 Pixel, was einer Anzahl von 786.432 Bildpunkten entspricht. Die Ansteuerung erfolgt über eine 24 bit-Grafikkarte mit entsprechendem Rot-Grün-Blau (RGB)-Dreikanal-Farbsignal. Im Grauwertmodus sind diese drei Kanäle parallel geschaltet, womit eine Grauwerttiefe von 8 bit zur Verfügung steht. Dies entspricht 256 diskret darstellbaren Grauwerten, die durch eine exakte Monitorkalibration mit den Leuchtdichtewerten an verschiedenen Bildschirmorten korreliert werden. In kalibriertem Zustand ist eine Leuchtdichte von maximal 64 cd/m^2 darstellbar. Da der Untersuchungsmonitor eine Kathodenstrahlröhre ist, kommt es – ohne bestimmte Kalibrationsroutinen – bauartbedingt zu unterschiedlichen Leuchtdichten an verschiedenen Orten bei konstanter Stärke des Videosignals. Um eine homogene Leuchtdichte zu gewährleisten, wurde von T.J. Dietrich ein spezielles Kalibrierungsprogramm entwickelt (Dietrich 1996). Damit können die Schwankungen der Leuchtdichte über den Monitor auf unter 10% vermindert werden.

Die Größe des Monitors beträgt in der Bilddiagonalen 21 Zoll (50 cm). Der Abstand vom Monitor zum untersuchten Auge (genauer vom Fixationszentrum zur Hornhaut des Patienten, der Einfachheit halber wird dieser Abstand im weiteren Verlauf als Monitor-Augen-Abstand bezeichnet) ist 30 cm, was den perimetrischen Standardbedingungen entspricht (Enoch 1978). Damit beträgt die maximale untersuchbare Exzentrizität in der Horizontalen 34° und in der Vertikalen 25° , der insgesamt untersuchbare Bereich erstreckt sich auf somit 68° in der Horizontalen und 50° in der Vertikalen. Der Fixationspunkt kann jedoch frei über den gesamten Monitor verschoben (Fixationspunktverlagerung), um ggf. noch peripherer gelegene Skotomgrenzen untersuchen zu können. Bei sehr kleinen Skotomen kann auch mit einem Monitor-Auge-Abstand von 50 cm untersucht werden, was die maximal untersuchbare Exzentrizität auf $20,4^\circ$ mal 15° vermindert, aber das Skotom im Vergleich zur Untersuchung mit einem Monitor-Auge-Abstand von 30 cm um den Faktor 1,6 vergrößert.

Als Fixationsmarken werden vier rote, rautenförmige Punkte mit einer Exzentrizität von jeweils 1° kontinuierlich auf dem Untersuchungsmonitor dargeboten. Die Leuchtdichte dieser Fixationsmarken beträgt etwa 18 cd/m^2 , ihr Durchmesser $24'$. Die Patienten wurden angewiesen, während der ganzen Untersuchung die gedachte Mitte zwischen diesen vier Punkten zu fixieren. Diese Anordnung der Fixationsmarken wurde so gewählt, um auch eine Prüfpunktdarbietung im tatsächlichen Gesichtsfeldzentrum der Patienten zu ermöglichen.

Der Monitor steht auf einem Metallgestell, an das eine manuell verstellbare Kopfstütze sowie eine IR-Kamera (Beschreibung der Kamera weiter unten) angebracht sind (Abbildung 2.1).

Die Einstellung der Kopfstütze auf verschiedene Abstände zum Untersuchungsmonitor ist frei wählbar. Die Kopfstütze kann mechanisch in vertikaler und horizontaler Richtung feinjustiert werden (unabhängig von einer Fixationspunktverlagerung, siehe unten), um eine exakte Einstellung des untersuchten Auges zum Fixationszentrum zu erreichen. Eine Stirnstütze kann ebenfalls zur exakten Ausrichtung des Abstandes zum Untersuchungsmonitor eingestellt werden. Falls eine Refraktionskorrektur mit Schmalrandgläsern nötig ist, kann diese mit Hilfe einer Glashalterung vorgesetzt werden.

Während der Untersuchung kann die Feinjustierung dieser mechanischen Stützen problemlos erfolgen, um jederzeit eine optimale Positionierung des Patienten zu gewährleisten.

2.1.2 Steuercomputer mit zugehörigem Monitor und Software

2.1.2.1 Hardware

Als Steuerrechner für den Untersuchungsmonitor dient ein Apple Rechner vom Typ Power Macintosh 6100/66 (Fa. APPLE, München). Der Computer besitzt eine Festplatte mit einer Speicherkapazität von 700 MB sowie einen Arbeits-

speicher von 24 MB. Zur Darstellung und Ansteuerung des Untersuchungsmonitors dient eine 24 Bit-Grafikkarte der Firma APPLE. Angeschlossen sind ein Kontrollmonitor sowie eine Maus, eine Tastatur und ein Drucktaster, welcher der automatischen Erfassung des Antwortverhaltens des Patienten auf den jeweiligen dargebotenen Stimulus während der automatisierten Untersuchung dient. Die Software erfasst bei entsprechendem Signal dann die jeweilige aktuelle Stimulus-Lokalisation (X- und Y-Koordinate) zum Zeitpunkt der Antwort und speichert sie im Untersuchungsprotokoll.

Für die manuelle Untersuchung wurde ein eigenständiger Drucktaster verwendet, der nicht mit dem Steuerrechner verbunden ist. Dieser Drucktaster ist an einen zugehörigen Tongeber angeschlossen, der jeweils ein akustisches Signal sendet, sobald der Patient den Drucktaster betätigt.

2.1.2.2 Software

Die Software wurde von Mitarbeitern der Abteilung II der Universitäts-Augenklinik Tübingen entwickelt, wobei für die manuelle und die automatisierte Untersuchung jeweils verschiedene Programme benutzt werden. Dies erlaubt die für den Klinikalltag wichtige Option, Patienten entweder nur mit dem kinetischen oder nur mit dem statischen Programm zu untersuchen.

Bei der manuellen Untersuchung lassen sich, ebenso wie bei der automatisierten, die Stimuluseigenschaften für Größe (stufenlos) sowie Leuchtdichte (256 Graustufen) verändern. Der Ort der Stimulusdarbietung ist über den kompletten Untersuchungsbereich frei wählbar. Der Stimulus wird mit der Maus über den Steuerbildschirm bewegt, die Darstellung des Stimulus auf dem Untersuchungsmonitor erfolgt entsprechend. Durch Tastendruck kann der Stimulus auf dem Untersuchungsmonitor ausgeblendet werden. Gibt der Patient per Drucktaster für die manuelle Untersuchung die Stimuluswahrnehmung an, kann durch Mausklick eine entsprechende Markierung auf dem Steuermonitor gesetzt werden.

In der Software für die automatisierte Untersuchung werden zunächst die Vektoren für die Vektoranordnung mit Hilfe eines vorgefertigten Satzes erstellt, welche vervielfältigt und dann entsprechend platziert werden können. Ein kinetischer Vektor ist hierbei als eine lineare Verbindung zwischen einem bestimmten Start- und Endpunkt in einer definierten Entfernung festgelegt, entlang derer sich ein kinetischer Stimulus mit einer vorher festgelegten Winkelgeschwindigkeit bewegt. Ein statischer Vektor hingegen enthält fünf äquidistante Stimuluslokalisationen. Der vorgefertigte Vektorsatz enthält 16 jeweils 6° lange, frei verschiebbare Vektoren mit jeweils um $22,5^\circ$ versetzter Laufrichtung (das genaue Vorgehen wird im Kapitel 2.2 beschrieben).

2.1.3 Pupillenrechner mit zwei Überwachungsmonitoren und IR-Kamera

Zur Fixationskontrolle ist an der Kopfstütze des Untersuchungsmonitors eine Infrarot-Kamera fest angebracht (Abbildung 2.1), die sich somit immer im idealen Abstand zu der zu kontrollierenden Pupille befindet. Diese Kamera ermöglicht das Beobachten des gerade untersuchten Auges auf dem oberen der beiden Pupillenmonitore. Die Mitte dieses Monitors ist durch ein Positionskreuz mit einer Millimeterskalierung markiert, so dass dadurch das Auge vor Untersuchungsbeginn ideal eingerichtet und während der Untersuchung exakt beobachtet werden kann. Bei einem Fixationsverlust durch eine (meist minimale) Kopfbewegung oder Blickwendung kann auch bei laufender Untersuchung durch leichte Korrekturen wieder eine optimale Fixationsposition hergestellt werden. Die Millimeterskalierung des Positionskreuzes dient der Messung des Pupillendurchmessers und ermöglicht somit eine Beurteilung des Ermüdungszustandes des Patienten, so dass bei sehr starker Oszillation oder Verengung der Pupille der Untersucher die Untersuchung unterbrechen kann, falls der Patient dies nicht von sich wünscht.

Auf dem zweiten (unteren) Pupillenmonitor wird ein fortlaufendes „Pupillen-Treking“ vorgenommen. Hierbei werden die vertikalen bzw. horizontalen Pupil-

lenaußengrenzen als X- und Y-Werte erfasst und in jeweils einem Diagramm dargestellt. Jede Pupillenbewegung führt somit je nach Richtung zu einem Ausschlag in dem entsprechenden Diagramm. Da diese Pupillendaten zeitlich synchronisiert mit dem Perimetrierechner erfasst werden, können Fixationsverluste genau registriert und zeitgenau zugeordnet werden. Alle diese Daten werden auf der Festplatte des zugehörigen Computers gespeichert und stehen somit jederzeit zur Gütebeurteilung zur Verfügung.

2.2 Untersuchungsablauf

Es wurde bei jedem Patienten aus biometrischen Gründen nur ein Auge untersucht. Die Entscheidung über das zu untersuchende Auge wurde von Faktoren wie Ausmaß des Gesichtsfeldausfalles an den verschiedenen Augen, Verlauf der Skotomgrenze (evtl. außerhalb des untersuchbaren Bereiches) und unter Berücksichtigung der Ein- bzw. Ausschlusskriterien gefällt. Bei Patienten, bei denen prinzipiell beide Augen geeignet waren, wurde das zu untersuchende Auge per Randomisation ausgewählt.

2.2.1 Neuroophthalmologische Untersuchung

Jeder Patient wurde vor der perimetrischen Messung der SKD eingehend klinisch (neuro-)ophthalmologisch untersucht. Es wurde eine ausführliche krankheitsspezifische Anamnese erhoben, woran sich Untersuchungen des Nah- und Fernvisus mittels (bestenfalls) Refraktion, der Pupillomotorik, der Augenstellung und -motilität, eine Spaltlampenuntersuchung der vorderen Augenabschnitte sowie eine direkte und indirekte Funduskopie bei unbeeinflusster Pupille anschloss.

Danach fand die Messung der stato-kinetischen Dissoziation der Patienten statt, die sich in folgende drei Abschnitte aufteilte:

1. Manuelle Untersuchung mit sowohl kinetischen als auch statischen Stimuli (siehe Kapitel 2.2.2).
2. Erstellung zweier getrennter Vektoranordnungen für die automatisiert-kinetische bzw. automatisiert-statische Untersuchung (siehe Kapitel 2.2.3).
3. Automatisiert-kinetische und automatisiert-statische Untersuchung (siehe Kapitel 2.2.4).

Sowohl bei der manuellen als auch bei der automatisierten Untersuchung wurde in dieser Studie ein Stimulus der Größe 26' mit der Leuchtdichte 110 cd/m^2 (entspricht der Goldmann-Marke III/3e) bei einer Hintergrundleuchtdichte von 10 cd/m^2 dargeboten. Ausnahmen sind die Patienten T.M. und L.A. (beides Patienten mit Retinitis pigmentosa), bei denen bei größerem Monitor-Augen-Abstandes (50 statt 30 cm) eine geringere Stimulusgröße von 16' verwendet wurde.

2.2.2 Manuelle perimetrische Untersuchung

Die manuelle Untersuchung diente als Ausgangsperimetriebefund ("baseline") für die spätere Vektoranordnung der automatisierten Untersuchungen. Hiermit wurde der ungefähre Verlauf der Skotomgrenzen jeweils für kinetische als auch statische Stimuli ermittelt, wobei die Untersuchung am gleichen Gerät durchgeführt wurde, an dem auch später die automatisierte Untersuchung ablief.

Im manuell-*kinetischen* Teil wurde dieser Stimulus mit einer Geschwindigkeit von etwa $2\text{-}5 \text{ }^\circ/\text{s}$ mit Hilfe der Computermaus über den Bildschirm bewegt. Hierbei wurde darauf geachtet, die vermutete Skotomgrenze möglichst senkrecht zu überfahren (siehe auch Kapitel 1.1.2.1). Sobald der Patient mittels des Drucktasters angab, den Stimulus wahrgenommen zu haben, wurde die Stimulusdarbietung durch Tastendruck unterbrochen und die entsprechende Stelle auf dem Untersuchungsmonitor per Mausklick manuell markiert (Abbildung 2.2). Im manuell-*statischen* Teil betrug die Darbietungszeit etwa 200 ms (der Unter-

sucher steuerte dies manuell durch Tastendruck auf der Computertastatur). Hierbei wurde – wie schon für die manuell-kinetische Messung beschrieben – die Stimulusdarbietung gestartet bzw. unterbrochen. Die Markierung erfolgte ebenfalls analog zur manuell-kinetischen Methode per Tastendruck der Computermaus.

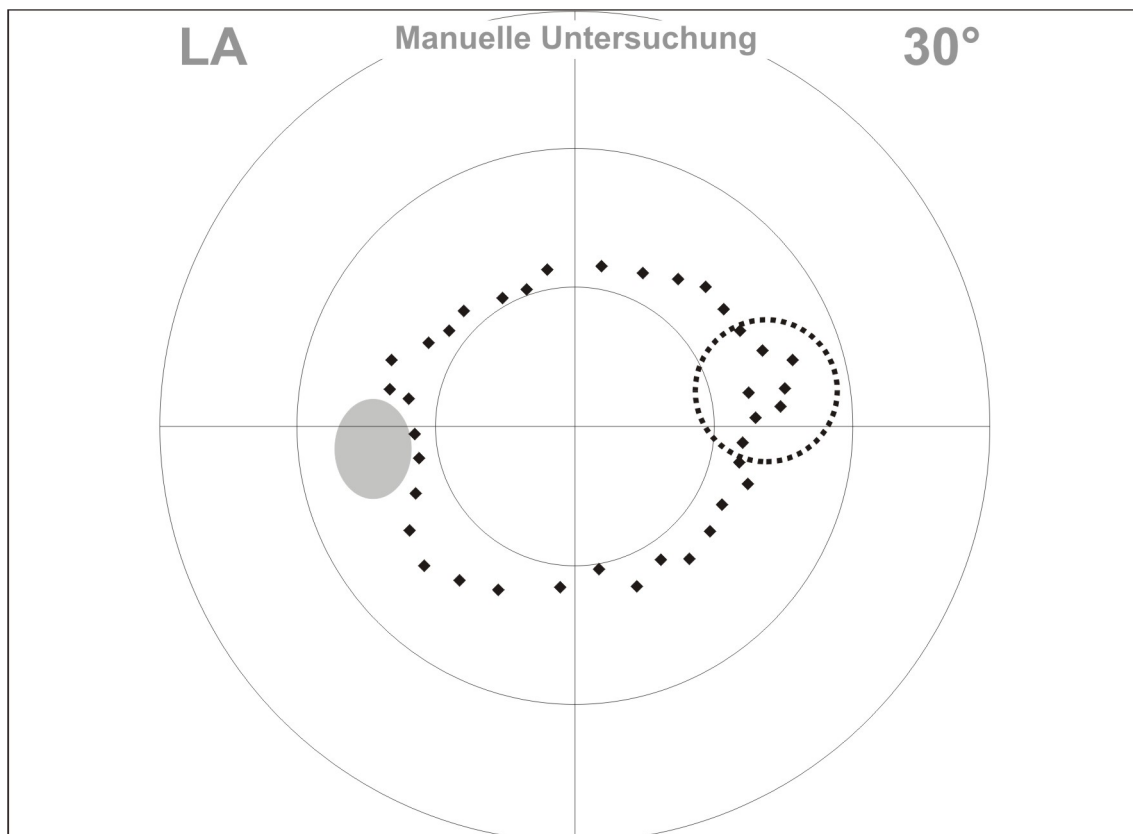


Abbildung 2.2: Manuelles Untersuchungsergebnis: Jedes Rechteck steht für eine vom Patienten gesehene Lokalisation eines Stimulus. Eine Unterscheidung anhand der Markierungen, ob der Stimulus statisch oder kinetisch präsentiert wurde, ist nicht möglich. Es wird allerdings entlang der Skotomgrenzen jeweils sowohl statisch als auch kinetisch geprüft. Bei einer starken Diskrepanz zwischen statischem und kinetischem Untersuchungsbefund erscheinen zwei Reihen von Markierungen (siehe Darstellungsergebnis innerhalb der gepunkteten Kreislinie). Da der Untersucher gleich anschließend die Untersuchungsraaster erstellt, wurde von einer weiteren Differenzierung der Markierungen abgesehen.

Der Ort der Stimulusdarbietungen konnte auf dem gesamten Monitor frei gewählt werden. Zur groben Orientierung der Skotomlage diente ein maximal neun Monate zurückliegender entweder statischer (Tübinger Automatik Perimeter [TAP] bzw. Humphrey Field Analyzer [HFA]) oder kinetischer (GOLDMANN-

Perimeter) Perimetriebefund. Üblicherweise wurde bei der orientierenden manuellen Untersuchung mit der Darbietung kinetischer Stimuli begonnen, da hiermit eine schnellere Übersicht über den Verlauf der Skotomgrenze möglich ist.

Bei der manuellen Darbietung der Stimuli wurde auf eine Darbietung in wechselnden Gesichtsfeld-/Skotombereichen geachtet, um artifizielle Effekte durch gerichtete Aufmerksamkeit auf eine bestimmte Gesichtsfeldregion nach Möglichkeit zu vermeiden. Es wurden daher zusätzlich auch immer wieder Darbietungen im sicher sehenden Bereich eingestreut. Die manuell-kinetisch ermittelte Skotomgrenze wurde möglichst "dicht" und durchgängig erfasst, um möglichst exakte Angaben über deren Verlauf zu erhalten. In der Regel wurde die jeweilige Position aus Zeitgründen nur einmal untersucht (keine Wiederholung). Bei Fixationsabweichungen/-verlusten erfolgte eine (lokale) Nachprüfung.

Diese manuell-kinetisch ermittelte Skotomgrenze diente meist auch als Anhalt für die manuell-statische Untersuchung. Zunächst wurden in unmittelbarer Nähe dieser Grenze die statischen Stimuli dargeboten. Gab der Patient an, diese gesehen zu haben, wurde ein annähernd identischer Verlauf der kinetisch und statisch ermittelten Skotomgrenze an diesem Ort angenommen. Wenn der Patient diese manuell-statischen Stimuli nicht wahrnahm, wurden weitere Stimuli dargeboten, die von der manuell-kinetisch ermittelten Skotomgrenze in Richtung sehende Bereiche platziert werden. Hierbei wurde davon ausgegangen, dass das Gesichtsfeld im Bereich der Skotomgrenze empfindlicher für kinetische als für statische Reize ist.

Als Stimuli wurden Reizmarken der GOLDMANN-Größe III (2,26 mm im Durchmesser = 25,7 Bogenminuten = 0,43°; siehe auch Tabelle 1.2) gewählt, da dies die im klinischen Alltag üblich eingesetzte und vom Gesetzgeber als gutachtenrelevant anerkannte Größe ist. Die Stimulusintensität betrug 110 cd/m², entsprechend der GOLDMANN-Marke 3e. Die gutachtenrelevante Intensität von 316 cd/m² (entspricht der GOLDMANN-Marke 4e; siehe Tabelle 1.1) wird aus technischen Gründen beim TCC leider nicht erreicht, somit wurde die mit diesem Gerät maximal mögliche Intensität eingesetzt.

Sowohl während der manuellen als auch während der automatisierten Untersuchung dokumentierte die Infrarotkamera kontinuierlich das Fixationsverhalten des Patienten. Der Untersucher konnte anhand zweier Monitore die Pupille (siehe auch Kapitel 2.1.3) selbst bzw. das "Tracking" der Pupillenbewegung beobachten.

Die gesamte manuelle Untersuchung (kinetisch und statisch) dauerte ungefähr 8-10 Minuten.

2.2.3 Erstellung der Vektoranordnungen

2.2.3.1 Definition des Begriffs "Vektor"

In mathematisch-physikalischem Sinne sind vektorielle Größen durch Zahlenwert, Einheit und Richtung vollständig charakterisiert (Kuchling 1991). Wir haben den Begriff Vektor zur Beschreibung bei unserer Methode sowohl der kinetischen als auch der statischen Stimulusdarbietung gewählt, da er durch seine Länge (in Grad), seine Richtung und zusätzlich durch seinen Ursprung definiert ist. Im Rahmen dieser Untersuchungen ist ein *kinetischer* Vektor jeweils 6° lang und kann frei auf dem gesamten untersuchbaren Bereich platziert werden (Details siehe unter 2.2.3.2 und Abbildung 2.3). Ein *statischer* Vektor besteht aus der (gedachten) linearen Verbindung von 5 statischen Stimuluslokalisationen, wobei der Abstand jeweils $1,5^\circ$ beträgt (Details siehe unter 2.2.3.3 und Abbildung 2.4).

Es wurden zwei getrennte Vektoranordnungen ("Untersuchungsraster") für die automatisiert-kinetische bzw. die automatisiert-statische Untersuchung erstellt. Dieses ermöglichte in Fällen einer großen SKD bzw. in sehr unterschiedlichen Verläufen der Skotomgrenzen für kinetische und statische Stimuli die optimierte Durchführung der beiden Untersuchungsmodi. Bei großer SKD (bei den von uns gewählten Vektoreigenschaften von mehr als 6°) war eine deckungsgleiche Anordnung der kinetischen und statischen Vektoren nicht praktikabel, da hierbei

ein erheblicher Anteil bzw. alle der statischen Prüfpunkte im Skotombereich für statische Stimuli liegen würde. Dadurch wäre ein genaues Erfassen dieser Skotomgrenze für statische Stimuli nicht möglich. Zusätzlich würde der Abstand der einzelnen Vektoren zueinander im Bereich von Kurven entlang der kinetischen Skotomgrenze deutlich von dem entlang der statischen differieren, was der grundsätzlichen Forderung von (zumindest annähernder) Äquidistanz der Vektoren zueinander widersprechen würde.

2.2.3.2 Vektoranordnung für die kinetische Untersuchung

Die Länge der in dieser Studie benutzten kinetischen Vektoren, also sowohl der Messvektoren als auch der Reaktionszeitmessvektoren, betrug 6° .

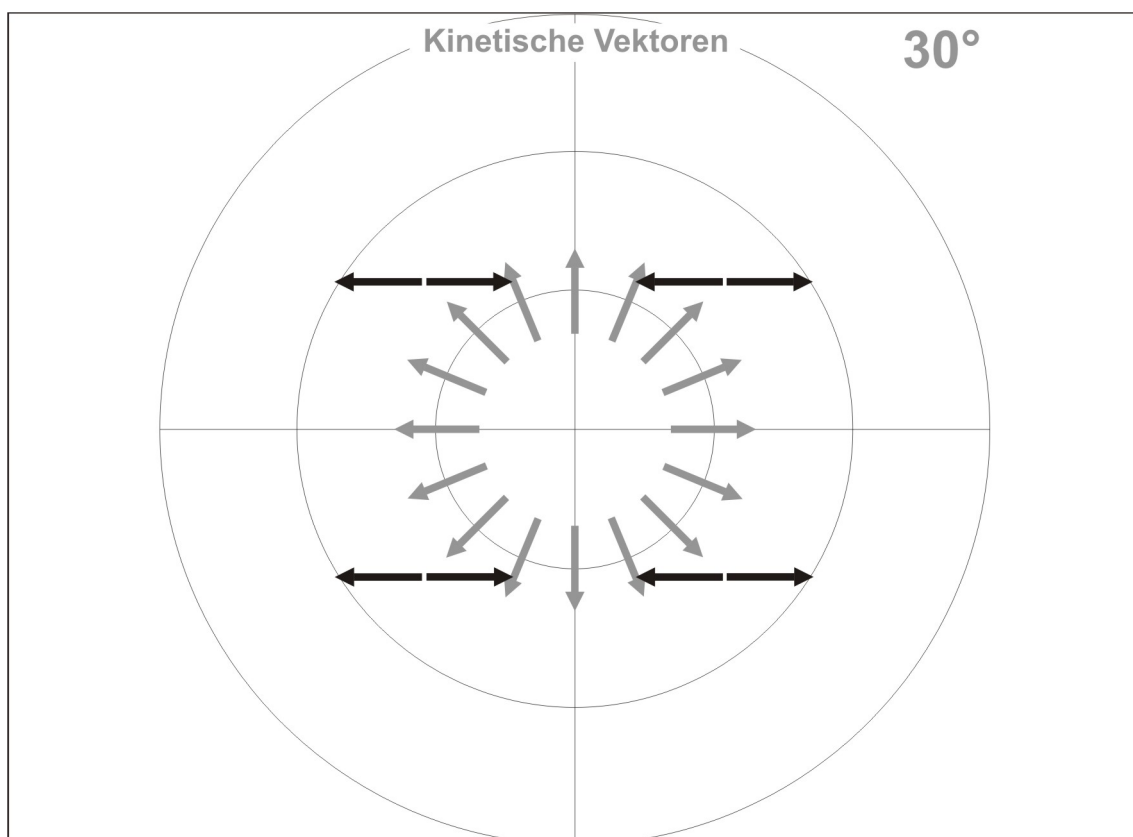


Abbildung 2.3: Kinetische Vektoren: Grau sind die Messvektoren und ihre möglichen Ausrichtungen dargestellt. Zur besseren Vergleichbarkeit werden identische Ausrichtungen auch für die statischen Vektoren vorgegeben. Die schwarzen Pfeile stellen die Reaktionszeitmessvektoren (RMV) dar. Diese sind an definierten Stellen in intakten Gesichtsfeldbereichen platziert, pro Untersuchung werden zwei Paare (vier RMV) geprüft. Vier weitere RMV mit der selben Länge werden als Verlängerungen von Messvektoren in der Nähe der Skotomgrenze gelegt (siehe Abbildung 2.4), so daß insgesamt maximal acht RMV pro Untersuchungsrastr verwendet werden.

Ausnahme hiervon waren wiederum die Patienten T.M. und L.A., bei denen die Vektorlänge aufgrund des größeren Monitor-Augen-Abstandes nur $3,6^\circ$ betrug.

Prinzipiell kann jedem Vektor eine beliebige Richtung (also ein beliebiger Start- und Endpunkt) zugewiesen werden. Um die Rastererstellung zu vereinfachen und die Vergleichbarkeit der kinetischen und statischen Untersuchungsbefunde zu gewährleisten, wurde für diese Studie festgelegt, dass jeder Vektor eine von 16 möglichen Richtungen annehmen kann, wobei der Winkelabstand zweier benachbarter Ausrichtungen jeweils $22,5^\circ$ betrug (Abbildung 2.3).

2.2.3.2.1 Messvektoren

Die kinetische Vektoranordnung besteht in der Regel aus 16 Messvektoren, nur in Ausnahmefällen wurde mit mehr Messvektoren untersucht. Diese Begrenzung der Anzahl von Messvektoren garantierte eine akzeptable Untersuchungsdauer.

Die Messvektoren wurden so platziert, dass sie die zuvor manuell-kinetisch ermittelte Skotomgrenze annähernd senkrecht kreuzten, wobei ihre Mitte in etwa auf der manuell-kinetisch ermittelten Skotomgrenze (also 3° innerhalb und 3° außerhalb des Skotoms) lagen. Tendenziell wurden die Vektoren allerdings eher ein wenig mehr in den Skotombereich verlegt, da bei den manuell-kinetisch ermittelten Skotomgrenzen nicht nur die Reaktionszeit des Patienten, sondern auch die Reaktionszeit des Untersuchers berücksichtigt („geschätzt“) werden musste. Der Abstand zwischen den einzelnen Vektoren (welche die oben beschriebenen 16 diskreten Ausrichtungen annehmen konnten) betrug ca. 3° , um keine zu große „Lücken“ entstehen zu lassen. Falls die Ausdehnung der Skotomgrenze 45° überschritt, wurde die Untersuchung auf interessante Bereiche („Regions of interest“) beschränkt. Solche Bereiche sind zum Beispiel Orte auf der Skotomgrenze, an denen schon in der manuellen Untersuchung eine bemerkenswerte SKD auftrat. Wenn die Ausdehnung der Skotomgrenze 45° unterschritt, wurde der Abstand der Messvektoren zueinander entsprechend verdichtet bzw. die Anzahl der Messvektoren reduziert.

Der Erstellung der Vektoranordnung kommt für die Güte der hierauf folgenden automatisierten Untersuchung eine entscheidende Bedeutung zu, da nur exakt auf der Skotomgrenze platzierte Vektoren das Erfassen des Skotomverlaufs ermöglichen. Dies gilt sowohl für die kinetische als auch statische Vektoranordnung.

2.2.3.2.2 Reaktionszeitmessvektoren (RMV)

Bei kinetischer Perimetrie besteht grundsätzlich immer das Problem, dass zwischen der Wahrnehmung eines Stimulus und der Antwort des Patienten – z.B. über einen Drucktaster – eine gewisse Zeitspanne verstreicht. Während dieser Reaktionszeit bewegt sich der Stimulus jedoch weiter, sodass hierbei ein systematischer Fehler mit Verschiebung der ermittelten Skotomgrenze in Richtung der Stimulus-Laufrichtung und damit in den sehenden Bereich entsteht. Daher wurden in der kinetischen Vektoranordnung zusätzlich noch vier bis acht Reaktionszeitmessvektoren (RMV) eingefügt. Diese RMV hatten identische Eigenschaften wie die Messvektoren und wurden im sicher sehenden Bereich platziert, um eine Aussage über die individuelle Reaktionszeit des Patienten zu erhalten. Vier RMV wurden als Verlängerungen von Messvektoren in der Art gelegt, dass sie über den gesamten gemessenen Bereich verteilt waren. Da die entsprechenden Messvektoren mit ihrer Mitte genau auf der manuell ermittelten Skotomgrenze lagen, waren die RMV somit im sicher sehenden Bereich nahe der Skotomgrenze platziert (siehe Abbildung 2.4).

Vier weitere RMV wurden auf vordefinierte Stellen mit einer Exzentrizität von 15° in nicht betroffene Gesichtsfeldquadranten gelegt. Hiermit wurde die Reaktionszeit des Patienten an Stellen gemessen, die nicht in Skotomnähe liegen (siehe Abbildung 3.1). Diese RMV dienten auch als "Catch trials"/Fangfragen, um die Güte der Patientenangaben überprüfen zu können.

Bei den Patienten mit starken konzentrischen Gesichtsfeldeinschränkungen (→ Retinitis pigmentosa) konnten diese RMV wegen der zu kleinen verbliebenen Restgesichtsfelder allerdings nicht konsequent angewendet werden (siehe Abbildung 2.4).

den wurden jedoch dieselben 16 möglichen Richtungen wie schon bei den kinetischen Vektoren gewählt.

Die Vektoranordnung besteht aus einer den kinetischen Messvektoren entsprechenden Anzahl von statischen "Vektoren". Diese sind jedoch keine echten Messvektoren, sondern dienen lediglich als Vorgabe für die automatische Platzierung der statischen Prüfpunkte. Auf diesen 6° langen "Vektoren" können statische Prüfpunkte prinzipiell in einem frei wählbaren Abstand zueinander festgelegt werden. In dieser Studie betrug der Abstand $1,5^\circ$, so dass auf jedem "Vektor" fünf statische Prüfpunkte äquidistant angeordnet waren (Abbildung 2.5). Ausnahme hiervon sind wiederum die beiden Patienten (T.M. und L.A.) mit größerem Monitor-Augen-Abstand. Bei ihnen betrug der Abstand der einzelnen Stimuli zueinander $0,9^\circ$.

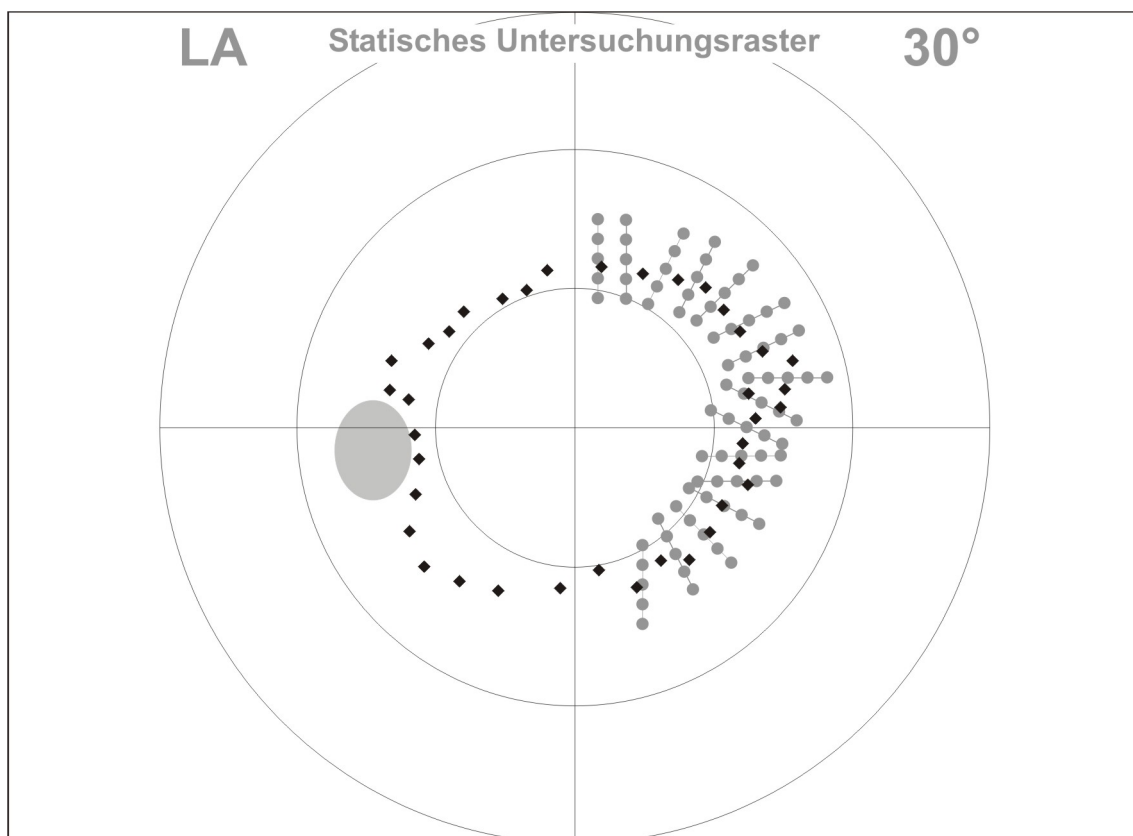


Abbildung 2.5: Raster für die automatisiert-statische Untersuchung. Das zugrunde liegende Ergebnis der manuellen Untersuchung ist durch die schwarzen Rechtecke dargestellt.

Bei einer üblichen Anzahl von 16 Vektoren wurden damit insgesamt 80 statische Prüfpunkte dargeboten; bei Patienten mit mehr Vektoren vergrößerte sich diese Anzahl der Prüfpunkte entsprechend.

Die statischen Vektoren wurden mit ihrer Mitte genau auf der manuell-statisch ermittelten Skotomgrenze platziert, so dass zwei Prüfpunkte innerhalb, zwei Prüfpunkte außerhalb des Skotoms und der mittlere genau auf der Skotomgrenze liegen. Die Lage eines jeden statischen Vektors orientierte sich an der Lage seines kinetischen Pendants, es entstehen jedoch bei großer SKD und/oder geschwungenem Verlauf der Skotomgrenze Unterschiede zwischen den beiden Vektoranordnungen.

Der angestrebte Abstand der einzelnen statischen Vektoren zueinander betrug wie bei den kinetischen Messvektoren etwa 3° . Eine Reaktionszeitkorrektur ist im statischen Untersuchungsteil nicht notwendig, da der Patient nur angeben muss, ob er den Stimulus überhaupt wahrgenommen hat. Die Zeitspanne, in der er dies tut, ist – in gewissen Grenzen – frei (siehe hierzu auch Kapitel 4.3.2).

Die Erstellung der statischen Vektoranordnung dauerte etwa 3-5 Minuten, so dass das Erstellen beider Vektoranordnungen insgesamt ca. 8-11 Minuten in Anspruch nahm.

Nach der Erstellung wurden die Vektoranordnungen für die kinetische und statische Untersuchung getrennt gespeichert und können jederzeit für weitere Messungen z.B. bei einer Kontrolluntersuchung wieder aufgerufen werden.

2.2.4 Automatisierte Untersuchung

Die Festlegung der Reihenfolge (statisch-kinetisch bzw. kinetisch-statisch) erfolgte randomisiert.

Folgende Auswahloptionen für die automatisierte Untersuchung werden angeboten:

- untersuchtes Auge [LA bzw. RA]
- Untersucher [Name]
- Abstand Hornhaut-Fixationszentrum [cm]
- Hintergrundleuchtdichte (Leuchtdichte des Untersuchermonitor-Hintergrundes) [cd/m^2]
- Stimulusleuchtdichte (bis zu 10 verschiedene Werte für dieselbe Untersuchung einsetzbar) [cd/m^2]
- Stimulusgröße (bis zu sechs verschiedene Werte für dieselbe Untersuchung einsetzbar) [Winkelminuten]
- Randomisierung der Vektoren, Stimulusleuchtdichten und -größen [ja bzw. nein]
- Nullpunktverschiebung horizontal und/oder vertikal (frei wählbar) [$^\circ$]
- Reihenfolge: kinetisch-statisch bzw. statisch-kinetisch.

2.2.4.1 Automatisierte Untersuchung mit kinetischen Stimuli

Die Stimuli mit der Stimulusgröße $26'$ (Ausnahmen: T.M. und L.A. aus der Gruppe der Patienten mit RP mit $16'$) und der Leuchtdichte $110 \text{ cd}/\text{m}^2$ laufen entlang der zuvor festgelegten Vektoranordnung mit einer exakten Winkelgeschwindigkeit von $2^\circ/\text{s}$ (Ausnahmen: T.M. und L.A. aus der Gruppe der Patienten mit RP mit $1,2^\circ/\text{s}$). Jeder Stimulus (also jeder Messvektor und jeder RMV) wurde insgesamt sechs Mal in randomisierter Reihenfolge dargeboten. Der zeitliche Abstand zwischen den Darbietungen zweier Messvektoren betrug 1200 ms , der Abstand zwischen einem Messvektor und einem RMV ebenfalls

1200 ms. Diese Zeitintervalle reduzieren eine Konditionierung durch eine rhythmische Stimulusdarbietung: Erste Untersuchungen hatten gezeigt, dass die manuelle Untersuchung der Skotomgrenzen von den Ergebnissen der automatisierten Untersuchungen teilweise sehr deutlich abweicht. Da die Anordnung der Vektoren in etwa mit ihrer Mitte auf der manuell ermittelten Skotomgrenze erfolgte, wurden die Messvektoren nach unterschiedlichen Laufstrecken und damit nach unterschiedlicher Darbietungszeit wahrgenommen, was einen kontinuierlichen Rhythmus unterband. Die RMV lagen im sicher sehenden Bereich, so dass diese sofort wahrgenommen wurden und damit ebenfalls einen kontinuierlichen Rhythmus unterbanden.

Jede erneute Vektordarbietung beinhaltete einen kompletten Rücksprung zu dem vorher in der Vektoranordnung festgelegten Startpunkt, eine Anpassung des Startpunktes an die automatisiert-kinetisch ermittelte Skotomgrenze erfolgte nicht. Es fand kein "acoustic cueing" statt, d.h. beim Start des Vektors (Messvektor oder RMV) wurde kein Signalton erzeugt.

Die komplette automatisiert-kinetische Untersuchung dauerte mit 16 Messvektoren und acht RMV sowie einer ca. 2minütigen Pause etwa 10 Minuten. Hierbei sind allerdings keine genaueren allgemeingültigen Zeitangaben möglich, da diese sehr vom Antwortverhalten des Patienten bzw. der Lokalisation des kinetischen Vektors auf der Skotomgrenze abhingen (Reiz auf RMV früh oder spät gesehen). Exemplarisch sei hier die Berechnung der Untersuchungsdauer im *automatisiert-kinetischen* Teil gegeben: Nimmt man eine Platzierung der 6° langen Vektoren (insgesamt 16 Stück) genau auf der Skotomgrenze an, so befinden sich 3° im nicht-sehenden und 3° im sehenden Bereich. Bei einer Winkelgeschwindigkeit von 2°/s wird der Stimulus also erst nach 1,5 Sekunden gesehen. Der Abstand zwischen zwei kinetischen Stimulusdarbietungen beträgt 1,2 Sekunden, so dass die *reine* Untersuchungszeit bei 8 noch zusätzlichen Reaktionszeitvektoren (die per definitionem ja innerhalb einer minimalen Zeitspanne gesehen werden sollten) etwa 310 Sekunden bzw. 5 Minuten 10 Sekunden beträgt.

Für die beiden getrennt aufeinanderfolgenden Untersuchungsteile der automatisiert-kinetischen und automatisiert-statischen Messung müssen Angaben in speziellen Untermenüs gemacht werden. Für die automatisiert-kinetische Untersuchung sind dies:

- Winkelgeschwindigkeit des Stimulus entlang des Vektors (frei wählbar) [°/s]
- Länge der Pause Messvektor-Messvektor (frei wählbar) [s]
- Länge der Pause zwischen Messvektor und Reaktionszeitmessvektor (RMV; frei wählbar) [s]
- Rücksprung vom jeweils letzten gesehenen Ort auf dem Vektor (bis maximal an den gewählten Startpunkt) [°]
- Anzahl der Wiederholungen pro Vektor.

2.2.4.2 Automatisierte Untersuchung mit statischen Stimuli

Jeder der statischen Prüfpunkte wurde an dem in der Vektoranordnung festgelegten Ort in randomisierter Reihenfolge insgesamt sechs Mal dargeboten. Die Stimuluseigenschaften entsprachen denen der manuellen Untersuchung und der AKP (Stimulusgröße 26'; Ausnahmen: T.M. und L.A. aus der Gruppe der Patienten mit RP mit 16'). Die Darbietungsdauer betrug 200 ms, jedem statischen Stimulus ging ein akustisches Signal voraus ("acoustic cueing"; Abstand Signal – Stimulus 100 ms). Der Abstand zwischen zwei Stimulusdarbietungen betrug 1200 ms. Eine Fixationskontrolle durch Darbietung leicht überschwelliger Reize innerhalb des Fixierkreuzes, wie bei herkömmlichen statischen Perimetern üblich (Lachenmayr 1992; Flammer 1993), wurde angesichts eines weit überschwelligen Leuchtdichteniveaus nicht durchgeführt. Aus dem gleichen Grund wurde auf falsch-negative Kontrollfragen durch überschwellige Testreize an sicher sehenden Gesichtsfeldorten verzichtet. Es wurden jedoch 2-5% Kon-

trollfragen gestellt, bei denen nur ein Ton, aber nicht der visuelle Stimulus dargeboten wurde (falsch-positive Kontrollfragen; F/P-Rate).

Die Untersuchungszeit betrug hier bei 16 statischen Vektoren etwa 16 Minuten, hinzu kamen noch einmal ein bis zwei ca. 2minütige Pausen: bei 16 Vektoren mit jeweils 5 Stimuli und 6 Darbietungen pro Stimulus ergibt dies eine Gesamtzahl von 480 Präsentationen. Mit einer Interstimuluszeit von 1000 ms und einer Präsentationszeit von 200 ms betrug hiermit die reine Untersuchungszeit etwa 575 Sekunden oder 9 Minuten und 35 Sekunden. Hierzu kamen noch einmal 9-19 Fangfragen als F/P-Kontrolle, so dass die Untersuchung in diesem Teil insgesamt ca. 10 Minuten dauerte.

Alle Untersuchungen wurden an denselben Geräten vom selben Untersucher durchgeführt.

Angaben zur automatisiert-statischen Untersuchung mussten in folgenden Untermenüs gemacht werden:

- ➔ Ton vor Darstellung des Stimulus („ja“ bzw. „nein“)
- ➔ Zeitraum zwischen Tondarbietung und Stimuluspräsentation [ms]
- ➔ Zeitraum zwischen zwei Stimulusdarbietungen [ms]
- ➔ Anzahl der Stimuli auf jedem Vektor
- ➔ Anzahl der Wiederholungen pro Stimulus
- ➔ Abstand der Stimuli auf dem Vektor zueinander [°]
- ➔ Anteil von Kontrollstimuli an Gesamtzahl der Stimulusdarbietungen zur Fixationskontrolle [% von Stimulusdarbietung zur Schwellenmessung]
- ➔ Anteil von Kontrollstimuli an Gesamtzahl der Stimulusdarbietungen zur Falsch-Positiv-Testung [% von Stimulusdarbietung zur Schwellenmessung]

- Anteil von Kontrollstimuli an Gesamtzahl der Stimulusdarbietungen zur Falsch-Negativ-Testung [% von Stimulusdarbietung zur Schwellenmessung].

Die Untersuchungsergebnisse werden jeweils als *.txt-files in einer Tabelle gespeichert und können mit einem Text-Editor angesehen werden.

2.3 Patienten

2.3.1 Patientenzahl

Es wurden drei Gruppen von Patienten untersucht, insgesamt 15 Patienten. Jede Gruppe repräsentierte eines der folgenden Krankheitsbilder: Retinitis pigmentosa (5 Patienten), Glaukom (5 Patienten) und Schädigung der hinteren Sehbahn (5 Patienten). Zur Überprüfung der Retest-Reliabilität wurden drei Patienten zwei Mal und ein Patient 3 Mal untersucht, insgesamt ergaben sich somit 20 Untersuchungen.

2.3.2 Patientengruppen

Bezüglich Alter, Geschlecht und untersuchtem Auge wurden keine weiteren Vorgaben gemacht, die über die unten erwähnten Ein- bzw. Ausschlusskriterien hinausgingen.

Tabelle 3.1 zeigt die Patienten aufgeschlüsselt nach Krankheitsbild, Geschlecht, Alter bei Untersuchung, Anzahl der Untersuchungen pro Patient und untersuchtem Auge.

2.3.3 Allgemeine Einschlusskriterien

- Patientenalter: vollendetes 18. Lebensjahr
- schriftliche Einverständniserklärung (“written informed consent”)
- Fernvisus mit bester Korrektur am getesteten Auge $\geq 0,5$
- sphärische Ametropie am getesteten Auge max. 6 dpt
- zylindrische Ametropie am getesteten Auge max. 2 dpt
- Vorderabschnitte beidseits reizfrei und regelrecht, insbesondere brechende Medien zentral klar (kleine exzentrisch gelegene/beginnende Hornhaut- und Linsentrübungen wurden zugelassen)
- Augenbeweglichkeit allseits frei, keine Doppelbildangabe, kein Augenzittern

2.3.4 Allgemeine Ausschlusskriterien

- anamnestisch, funktionell und morphologisch Hinweis auf eine anderweitige Sehbahnläsion als Glaukom, Retinitis pigmentosa oder Läsion der hinteren Sehbahn mit Konsequenz eines Gesichtsfeldschadens oder Hinweis auf anderweitige visuelle Beeinträchtigung (z.B. Amblyopie)
- Fundus (in Miosis): Pathologika, die nicht im Zusammenhang mit dem Grund für den Gesichtsfeldausfall stehen
- manifeste Stellungsabweichung (Strabismus).

2.4 Beschreibung der einzelnen Krankheitsbilder

2.4.1 Retinitis pigmentosa (Tapetoretinale Degeneration)

Die Retinitis pigmentosa ist eine meist erbliche, degenerative Erkrankung, welche das 1. Neuron der Sehbahn, also die Stäbchen und Zapfen der Netzhaut, betrifft. Nachtblindheit und der Verlust des peripheren Gesichtsfeldes sind die häufigsten Symptome, später sind auch das zentrale Gesichtsfeld sowie das Farbsehen betroffen. Zunächst bleibt dem Patienten meist ein konzentrisch eingeengtes Gesichtsfeld, im Extremfall ein so genanntes Flintenrohrgesichtsfeld, mit einem guten Visus bei weitgehendem Ausfall der Gesichtsfeldperipherie erhalten. Typische Befunde bei der ophthalmologischen Untersuchung sind Engstellung der Netzhautgefäße, eine Atrophie des N. opticus, Untergang der Neurone der Netzhaut sowie Ablagerungen von knochenkörperchenartigen Pigmenten, die von der Peripherie her bis zum Zentrum fortschreiten.

2.4.1.1 Einschlusskriterien:

- ➔ Konzentrische Gesichtsfeldeinschränkung tapetoretinaler Genese
- ➔ Abstand vom Zentrum / Exzentrizität der (konzentrischen) Skotomgrenze (für Marke III/3e am GOLDMANN-Perimeter) größer als 5° , jedoch kleiner als 20° ($5^\circ < \text{Radius} < 20^\circ$)
- ➔ zulässig sind inkomplette Einschränkungen mit Verbindung zu peripheren Inseln bzw. Sicheln
- ➔ konzentrische Einschränkung annähernd rotationssymmetrisch
- ➔ Diagnose elektrophysiologisch gesichert.

2.4.2 Glaukom

Das Glaukom ist die Sammelbezeichnung für ein ätiologisch uneinheitliches Krankheitsbild, das zu einem Verlust retinaler Ganglienzellen führt. Es kommt durch Atrophie der Nervenfasern zu einer vergrößerten Exkavation des Sehnervenkopfes mit entsprechenden Gesichtsfeldausfällen (Nervenfaserverlaufsausfälle). Häufig liegt ein Missverhältnis zwischen intraokularem Druck und Perfusion des Sehnervenkopfes zugrunde. Das Glaukom ist heutzutage eine der häufigsten Erblindungsursachen in Industrieländern.

2.4.2.1 Einschlusskriterien:

- morphologische glaukomatöse Veränderungen im Sinne von retinalen Nervenfaserschichtdefekten bzw. Papillenveränderungen, z.B. Kerbenbildung im neuroretinalen Randsaum
- mit diesen morphologischen Veränderungen korrespondierende umschriebene fortgeschrittene glaukomatöse Gesichtsfelddefekte, entsprechend Stadium III-IV nach Aulhorn (Aulhorn 1977).

2.4.3 Läsion der hinteren Sehbahn

Eine Schädigung im Bereich des Tractus opticus, der Sehstrahlung oder des visuellen Kortex führt zu identische Gesichtsfeldhälften beider Augen betreffenden Skotomen, die immer kontralateral zur geschädigten Hirnhemisphäre lokalisiert sind (Schiefer 1995). Kausal verantwortlich für solche Defekte ist häufig eine Ischämie im Stromgebiet der A. cerebri posterior, aber auch der A. cerebri media. Seltener sind Raumforderungen die Ursache solcher Ausfälle.

2.4.3.1 Einschlusskriterien:

- homonymer Gesichtsfeldausfall hämorrhologisch-vaskulärer Genese
- Diagnose durch bildgebendes Verfahren gesichert

- homonymer Gesichtsfeldausfall nur zu einer Seite (kein bilateraler Defekt, z.B. "checkerboard", o.ä.).

2.5 Statistische Auswertung der Untersuchungen

Die Auswertung der automatisiert erfassten Untersuchungsergebnisse erfolgt durch eine abteilungsintern entwickelte Software. Als Grundlage hierfür wurde das Computer-Algebra-System MATHEMATICA 3.0 (Fa. WOLFRAM Research, Oxfordshire, UK) benutzt.

2.5.1 Auswertung der automatisiert-kinetisch erhobenen Daten

2.5.1.1 Auswertung der Messvektoren

Die jeweilige Schwelle der automatisiert-kinetischen Daten wurde als Mittelwert aller entsprechenden Messungen pro Vektor geschätzt. Der Mittelwert ist als Summe aller Beobachtungen dividiert durch die Anzahl der Beobachtungen definiert. Als Streuungsmaß für jeden Vektor ist die Standardabweichung angegeben.

In die Berechnung des Mittelwertes und der Standardabweichung gingen jedoch nur die Messungen mit wahrgenommenen Stimuli ein. Durchgänge, bei denen der Stimulus nicht gesehen wurde, wurden nicht berücksichtigt. Nahm ein Patient beispielsweise einen Stimulus bei fünf Durchgängen wahr und einmal nicht, so wurde der Mittelwert aus diesen fünf Beobachtungen ermittelt. Der einmal nicht gesehene Stimulus wurde als Kontamination der Beobachtung gewertet.

2.5.1.2 Auswertung der RMV und Berücksichtigung der individuellen Reaktionszeit

Die Berechnung des Mittelwertes und der Standardabweichung der RMV erfolgte analog denen der Messvektoren. In früheren Arbeiten konnte gezeigt werden, dass es sehr große, hochsignifikante *interindividuelle* Schwankungen der Reaktionszeiten (RT) gibt (Schiefer 1999; Schiller 1999; Schiefer 2001).

Während Stimuluslokalisierung und Bewegungsrichtung keinen Einfluss auf die individuelle Reaktionszeit haben, so steigt die Reaktionszeit mit zunehmender Exzentrizität und sinkt mit zunehmender Leuchtdichte (Schiefer 2001d). Diese letztgenannten Effekte sind zwar signifikant, jedoch verhältnismäßig klein, so dass deren Einfluss vernachlässigbar scheint und hier nicht berücksichtigt wurde.

Die Auswertung aller in dieser Studie erhobenen RMV ergab teilweise bei einzelnen Vektordurchläufen sehr lange Zeiten (z.T. > 1000 ms), die nicht mehr als reine Reaktionszeit angesehen werden können. Vielmehr scheint bei diesen Vektoren, die ausschließlich in Skotomnähe lokalisiert sind, eine Kombination aus Messung einer Skotomschwelle (eventuell der „Unterkante“ des Loches im Gesichtsfeldberg, während die „Oberkante“ durch die Messvektoren erfasst wurde) und der tatsächlichen Reaktionszeit. Eine genauere Auftrennung dieser beiden Anteile war nicht möglich. Die Analyse aller Reaktionszeitvektoren ergab sehr große interindividuelle Schwankungen, so dass ein einheitliches Maß als Ausschlusskriterium eines RT-Vektors (z.B. alle Reaktionszeiten von mehr als 1000 ms) bei der Berechnung der individuellen Reaktionszeit nicht angegeben werden kann. Dieses Maß muss also für jeden Patienten individuell festgelegt werden. Eingeschlossen in die Berechnung der Reaktionszeit wurden alle Vektoren, die in folgendem Bereich lagen:

$$75\text{-Quartil} + 1.5 * \text{interquartile range des logRT},$$

wobei logRT die logarithmierte Reaktionszeit ist. Die Quantil-Quantil-Plots aller RMV ergaben, dass nach der Logarithmierung der Reaktionszeiten Normalver-

teilungen vorlagen und diese mit Mittelwert und Standardabweichung beschrieben werden konnten.

Hiermit wurden allerdings nur „zu lange“ Reaktionszeiten ausgeschlossen. Da jedoch keine Beobachtung eine $RT < 250$ ms zeigte und die Quote der falsch-positiven Fangfragen minimal war, wurde hier eine Kontamination der Beobachtungen durch zu rasches Betätigen des Drucktasters als unwahrscheinlich oder sehr selten angenommen.

Diese aus den verbleibenden RT-Vektoren errechnete individuelle Reaktionszeit geht dann in die Auswertung der kinetischen Messvektoren ein, in dem von jeder gemittelten Schwelle die in der individuellen RT zurückgelegte Strecke noch abgezogen wurde. Abbildung 2.6 zeigt das RT-korrigierte Ergebnis einer kinetischen Untersuchung.

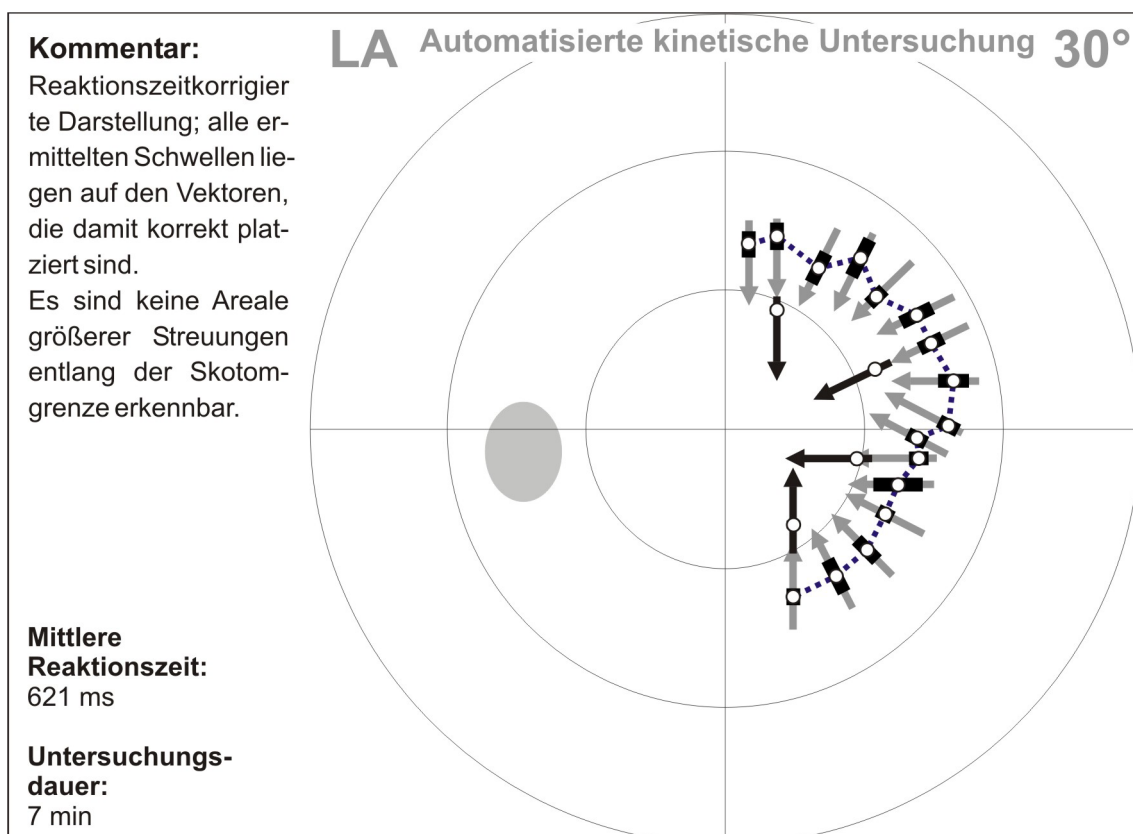


Abbildung 2.6: Ergebnis der automatisiert-kinetischen Untersuchung. Die schwarzen Balken geben das Ausmaß der Streuung (\pm eine Standardabweichung) an.

2.5.2 Auswertung der automatisiert-statisch erhobenen Daten

2.5.2.1 Schwellenschätzung nach der logistischen Regression mit der Maximum-Likelihood- Methode

Wie schon in Kapitel 1.1.3 erwähnt, folgt der Übergangsbereich zwischen sehenden und nicht-sehenden Gesichtsfeldanteilen der "Frequency-of-seeing curve" (siehe Abbildung 1.3). Um diese genau zu ermitteln, müsste theoretisch an jedem Ort des Gesichtsfeldes mit einer sehr hohen Anzahl von Stimuli getestet werden, was bei der Untersuchung eines Patienten nicht praktikabel ist. Stattdessen dient als Modellfunktion für die Schwellenschätzung die Gaußsche Verteilungsfunktion, wobei die Breite des Übergangs von gesehen zu nicht gesehen als die Streuung aufgefasst wird. Es wurden nun diejenigen Schwellen und die Streuungen geschätzt, die für die gemessenen Daten die höchste Wahrscheinlichkeit hatten. Die statistische Schätzung der statischen Schwelle erfolgt damit nach der Maximum-Likelihood-Methode (Probit-Regression).

2.5.2.2 Sonderfälle der Schwellenschätzung

Liegt eine geschätzte Schwelle außerhalb des zugehörigen statischen "Vektors", so wurde dieser "Vektor" nicht an der tatsächlichen Skotomgrenze des Patienten platziert. Eine solchermaßen berechnete Schwelle muss als unsicher geschätzt angenommen werden und kann daher nicht zuverlässig verwertet werden.

Wenn ein statischer Stimulus nur bei einem Teil der Darbietungen auf der entsprechenden Lokalisation und die weiter im Skotom liegenden Stimuli *nie* sowie die weiter außerhalb des Skotoms liegenden *jedes Mal* gesehen wurden, so war die zugehörige Vektorpositionierung optimal gewählt. In diesen Fällen kann keine Streuung geschätzt werden, da sich die Schwelle unmittelbar in diesem Bereich befinden muss und die Streuung minimal ist. Um die Konsistenz der Darstellung zu wahren, wurde jedoch auf den Abbildungen ein minimaler Streuungsbalken eingezeichnet (siehe z.B. Abbildung 3.8a). Bei allen anderen Fällen

chen Skotome für bewegte und statische Stimuli einzeichnete. Eine tatsächliche Quantifizierung dieser SKD führte er nicht durch.

2.6.2 (Neu)Definition der SKD

Die lokale SKD wird durch die Bestimmung des Abstandes zwischen der kinetisch und der statisch gemessenen Skotomgrenze ermittelt. Die SKD ist als positiv definiert, wenn an dieser Stelle das statisch gemessene Skotom größer ist als das kinetische. Im umgekehrten Fall ist die SKD als negativ definiert.

2.6.3 Automatisierte Berechnung der SKD

Zur automatisierten Berechnung der SKD wurde mit MATHEMATICA 3.0 (Fa. WOLFRAM Research, Oxfordshire, UK) eine Auswertungsroutine erstellt, die es ermöglicht, den statischen und den kinetischen Untersuchungsbefund zunächst unabhängig voneinander zu betrachten. Dies dient der Auswertung auch einer rein kinetischen bzw. einer rein statischen Untersuchung.

Wie schon weiter oben erwähnt, stellt die Messung des Abstandes zweier Linien zueinander bei ungleichem Verlauf die Auswertung vor ein Problem. Mit anderen Worten: Wie kann man die exakte SKD bestimmen, wenn die Skotomgrenze der statischen Untersuchung (zumindest teil- bzw. streckenweise) anders verläuft als die der kinetischen Untersuchung oder wenn sich die Skotomgrenzen gar überkreuzen?

Ein sehr passender Vergleich zu dieser Problematik stellt sich in der Natur beim Messen eines Gewässers: Man steht auf dem einen Ufer und möchte den genauen Abstand zum anderen Ufer erfassen (Abbildung 2.8).

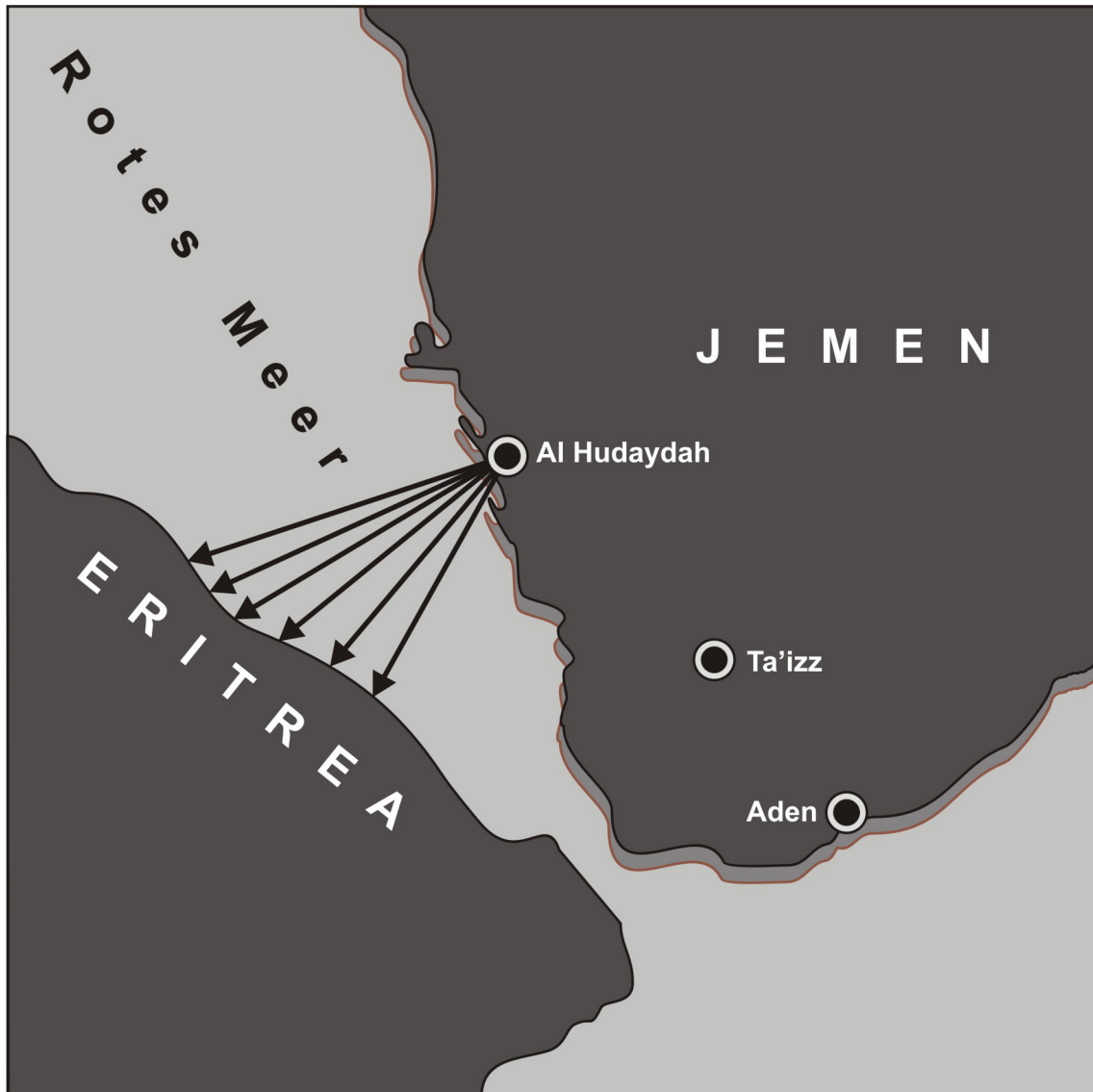


Abbildung 2.8: Wie breit ist das Rote Meer? Das Problem bei der Angabe der Breite eines Gewässers ist bei festgelegtem Startpunkt die Bestimmung eines korrespondierenden Punktes auf der anderen Uferseite.

Das erste zu lösende Problem ist die genaue Festlegung des Messpunktes auf dem gegenüberliegenden Ufer. Da die statischen und kinetischen Vektoren nicht immer an identischen Stellen im jeweiligen Raster lagen (siehe auch Kapitel 2.2.3.1), kann man nicht einfach den Abstand zwischen der statischen und der kinetischen Schwelle messen, da es sonst zu einer lokal artifiziell zu hohen SKD-Bestimmung kommen kann.

Um solche Auswertungsfehler zu umgehen, haben wir folgenden Algorithmus gewählt: Ausgehend von einer kinetisch gemessenen Schwelle wurde die linea-

re Verbindung zwischen den zwei nächstgelegenen statisch ermittelten Schwellen in 20 äquidistante Punkte unterteilt (Abbildung 2.9a). Nun wurde von der kinetischen Schwelle die Entfernung zu jedem einzelnen dieser Punkte berechnet. Als SKD wurde dann die kürzeste Entfernung zwischen kinetischer Schwelle und einem Punkt auf der Verbindungslinie zwischen den zwei nächstgelegenen statischen Schwellen festgelegt (Abbildung 2.9b). Auf diese Art und Weise wird eine artifiziell zu hoch gemessene SKD verhindert, sie kann lediglich unterschätzt werden.

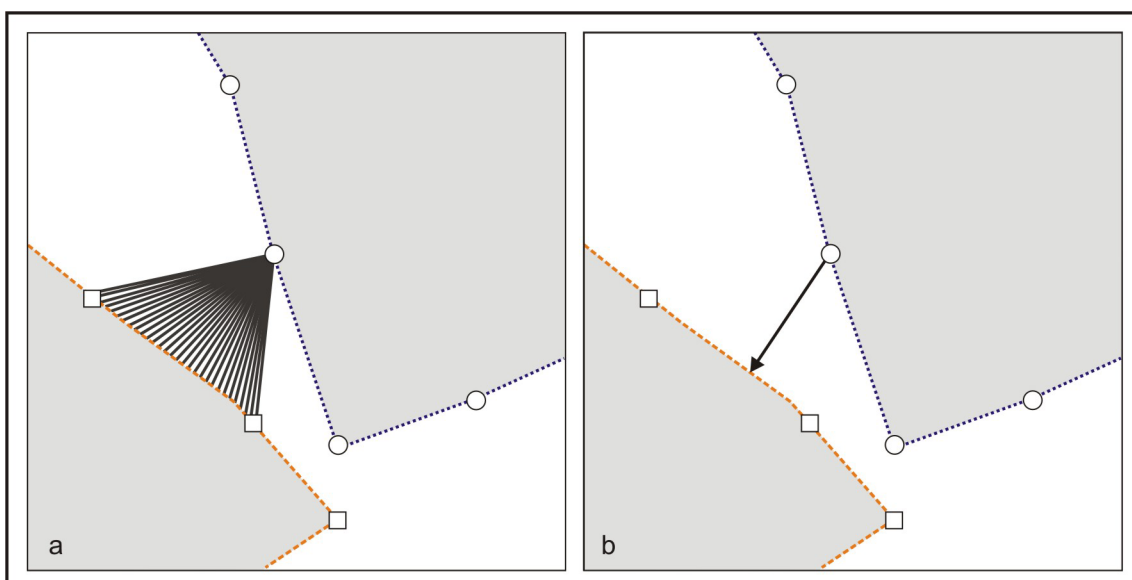


Abbildung 2.9a: Unterteilung der Strecken; **Abbildung 2.9b:** Festlegung der kürzesten Verbindung

Diese Berechnung wurde sowohl für jede gemessene kinetische als auch für jede gemessene statische Schwelle durchgeführt. Trägt man nun diese berechnete SKD in einem Schaubild auf, so erhält man zwei Graphen: einer zeigt die SKD ausgehend von den kinetischen Schwellen, der andere ausgehend von den statischen Schwellen (Abbildung 2.10). Hieraus wird klar, dass die Graphen der SKD-Quantifizierung nicht mehr die Verbindung der eigentlichen gemessenen jeweiligen Schwellen darstellen, sondern den nach dem oben beschriebenen Algorithmus errechneten lokalen Wert der stato-kinetischen Dissoziation. Die Deckungsgleichheit der beiden Graphen kann somit als Maß für die Güte dieses Algorithmus der SKD-Berechnung herangezogen werden.

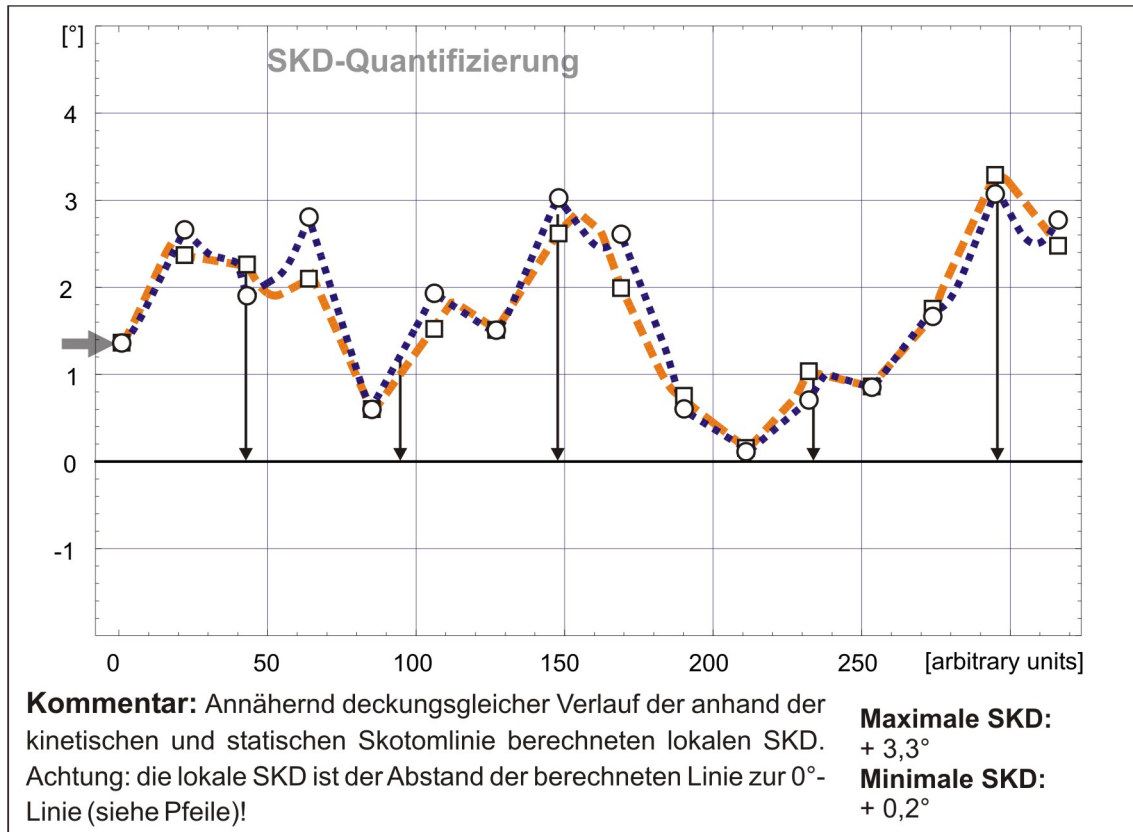


Abbildung 2.10: Graph der automatisch berechneten SKD. Die lokale SKD wird durch den Abstand der beiden Skotomlinien zur Nullgeraden dargestellt (und nicht etwa durch den Abstand der beiden Linien zueinander!). CAVE: Die beiden Graphen stellen nun nicht mehr unmittelbar die Verbindungen der kinetischen bzw. statischen Schwellen miteinander dar, sondern zeigen die jeweils lokale SKD, welche nach dem unter 2.6.3 beschriebenen Algorithmus errechnet wurde!

Die Ordinate der Darstellung der SKD-Quantifizierung zeigt die Größe der SKD an der jeweiligen Position als Abstand zur Grundlinie (0°-Linie) in Grad [°] während die Abszisse den Abstand der einzelnen Schwellen in „willkürlichen“ Einheiten [arbitrary units] darstellt. Auf eine – bei dem teilweise sehr gewundenen Verlauf der Skotomgrenzen sehr komplexe – Umrechnung der Abstände in [°] wurde verzichtet, da dieses den oben beschriebenen Algorithmus weiter kompliziert hätte, ohne dass hieraus ein zusätzlicher relevanter Informationszuwachs gewonnen werden könnte. Der Pfeil bei der überlagernden Darstellung der beiden ursprünglichen Skotomlinien (Abbildung 2.11) zeigt den jeweiligen Startpunkt der Berechnung der SKD.

3. Ergebnisse

3.1 Untersuchungsergebnisse

Exemplarisch werden pro Krankheitsbild zwei Untersuchungsergebnisse gezeigt. Die Darstellung der einzelnen Untersuchungen erfolgt analog der Darstellung im Kapitel „2. Material und Methoden“, eine Übersicht über die einzelnen Patienten findet sich in der Tabelle 3.1.

Tabelle 3.1: Übersicht der falsch-positiven Fangfragen in den statischen Untersuchungen. Die erste Zahl in den Untersuchungsspalten gibt die Anzahl der falsch-positiv beantworteten Fangfragen, die zweite gibt die Gesamtanzahl der gestellten Fangfragen an. Ret. pigm. - Retinitis pigmentosa; Sehbahns. - Sehbahnschädigung.

Patient	Pathologie	Anzahl Vekt.	Unters.			Mittelwert (%)	Median (%)
			1	2	3		
C.H.	Glaukom	16	0/17			1,3	0
E.N.	Glaukom	17	0/20				
G.W.	Glaukom	16	0/19	0/13			
H.F.	Glaukom	16	0/17				
J.B.	Glaukom	17	2/25				
J.W.	Ret. pigm.	16	0/9			0	0
L.A.	Ret. pigm.	16	0/13				
L.B.	Ret. pigm.	18	0/15				
S.K.	Ret. pigm.	16	0/15	0/18			
T.M.	Ret. pigm.	24	0/35	0/32	0/31		
B.B.	Sehbahns.	16	0/10			0	0
E.F.	Sehbahns.	16	0/19				
I.M.	Sehbahns.	16	0/16				
M.S.	Sehbahns.	17	0/15	0/16			
T.M.	Sehbahns.	16	0/17				
Σ		253		2/372		0,4	0

3.1.1 Glaukom

3.1.1.1 Patientin C.H. (57 Jahre)

Die Patientin leidet seit vielen Jahren unter einem Niederdruckglaukom beider Augen. Aufgrund dieser Pathologie ist es zu großen Gesichtsfeldausfällen gekommen. Um die Untersuchungszeit nicht zu stark anwachsen zu lassen, wurde nicht die gesamte Skotomgrenze untersucht, sondern nur ein Abschnitt. Die Abbildungen 3.1a und b zeigen das Ergebnis des kinetischen bzw. statischen Untersuchungsabschnitts. Abbildung 3.1c zeigt die Überlagerung dieser beiden Skotomgrenzen, Abbildung 3.1d die hierauf basierende graphische Darstellung der lokalen SKD (unten; siehe für den Algorithmus der Berechnung Kapitel 2.6.3). Besonderheiten der jeweiligen Befunde sind in den Kommentarfeldern der Abbildungen erwähnt.

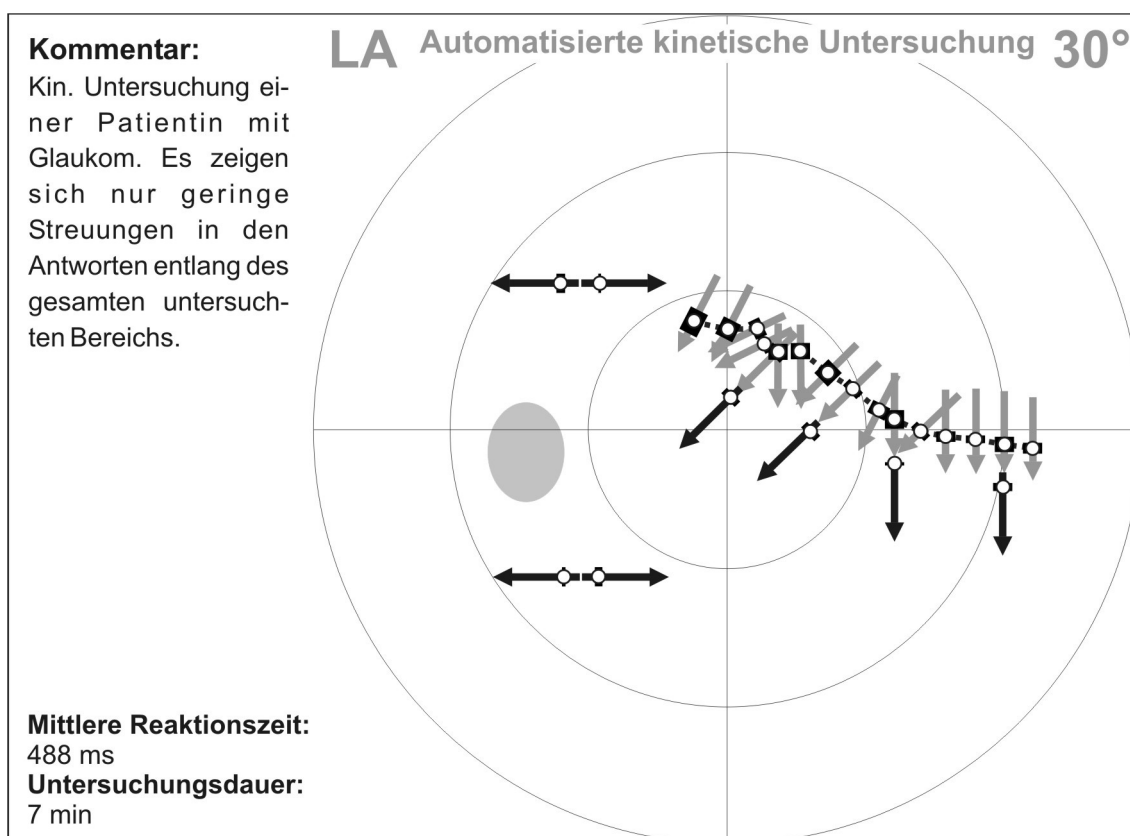


Abbildung 3.1a: Ergebnis der automatisierten kinetischen Untersuchung.

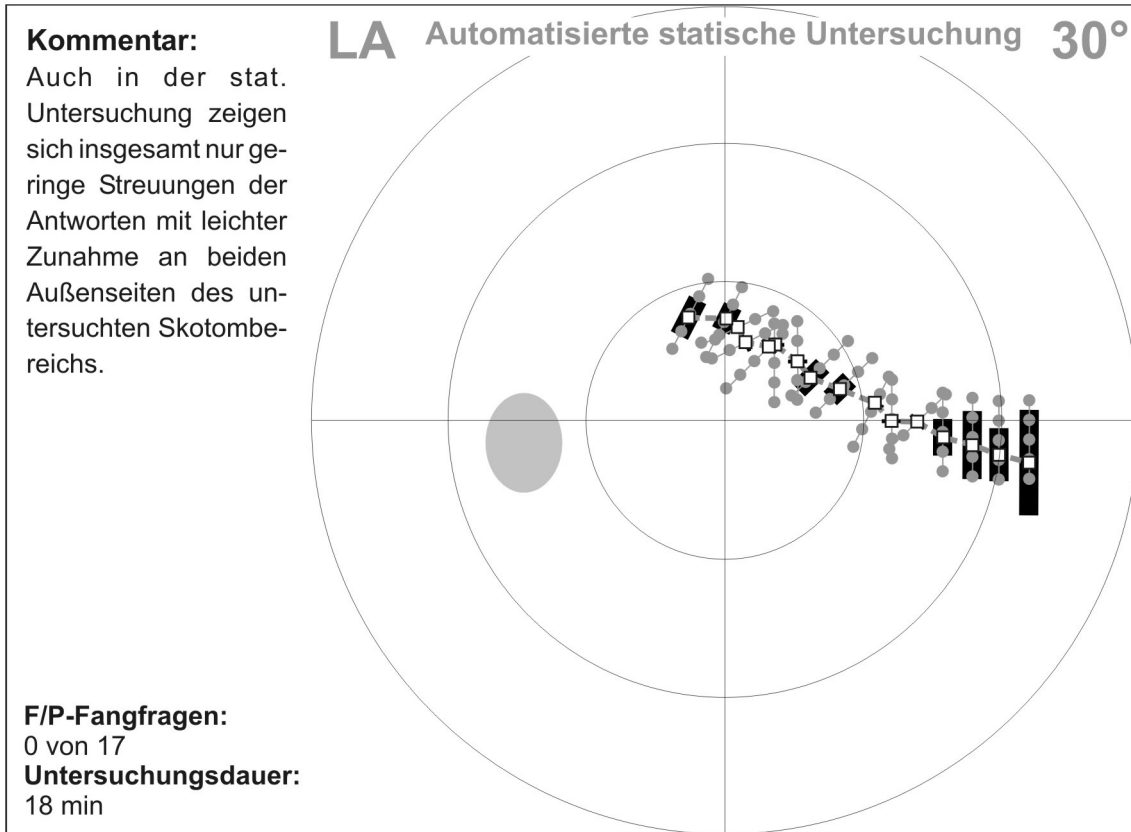


Abbildung 3.1b: Ergebnis der automatisierten statischen Untersuchung.

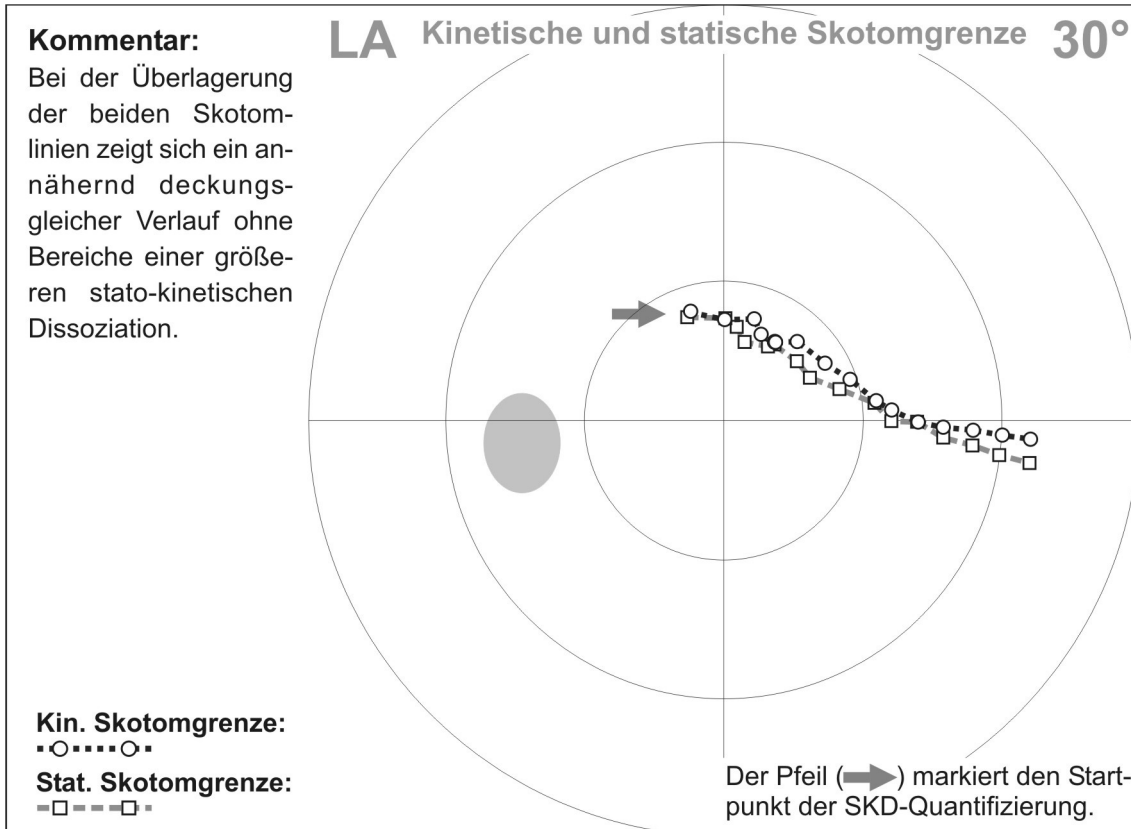


Abbildung 3.1c: Überlagerung des kinetischen und statischen Skotomverlaufs.

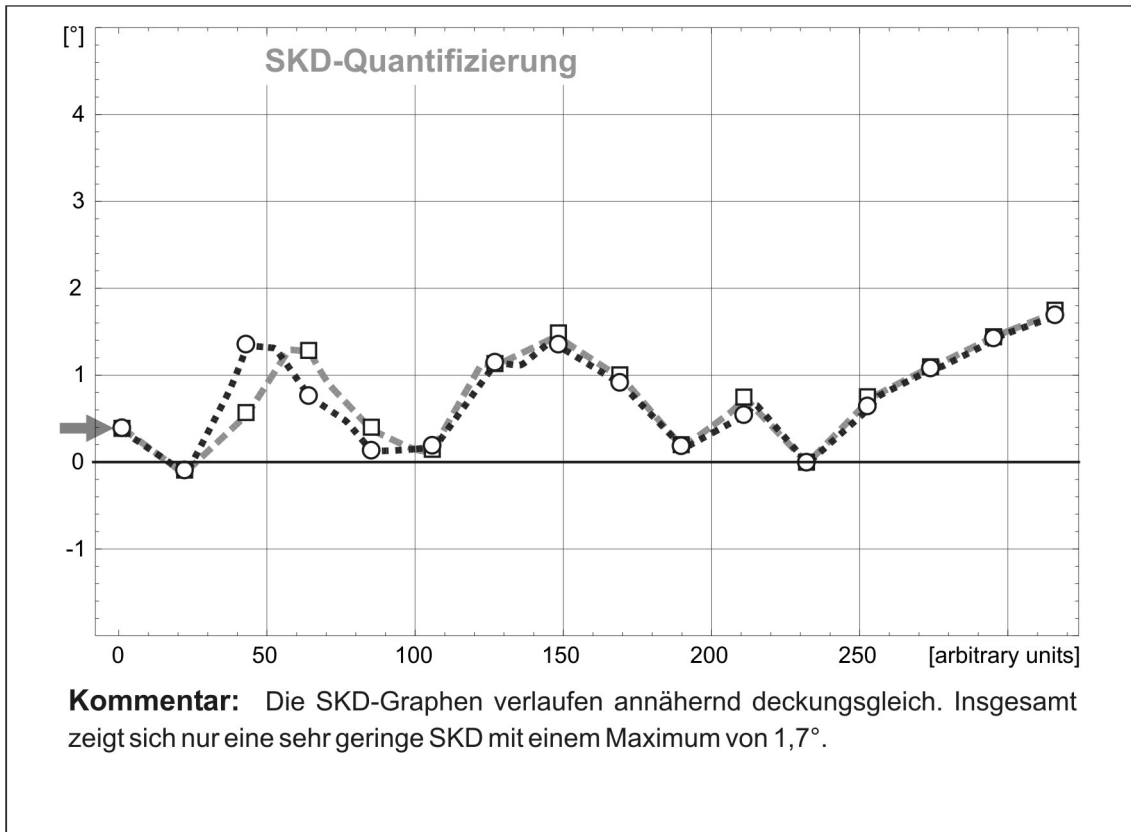


Abbildung 3.1d: Darstellung als SKD-Graph.

In Abbildung 3.2 ist zum Vergleich das Ergebnis des statischen Untersuchungsteils dem Ergebnis einer statischen Untersuchung mit dem Tübinger Automatik Perimeter (TAP; siehe auch Kapitel 1.1.2.2) gegenübergestellt. Beide Untersuchungen wurden am gleichen Tag durchgeführt. Die TAP-Untersuchung zeigt, dass der Übergang zwischen sehendem und nicht-sehendem Bereich abrupt und sehr steil ist, da hier nur ganz vereinzelt relative Ausfälle zu finden sind. Der Skotomverlauf, der mit den beiden Methoden ermittelt wurde, ist sehr ähnlich. Eine Divergenz zum TAP-Befund findet sich vor allem im mittleren Bereich der bei der SKD-Untersuchung statisch ermittelten Skotomlinie. Einschränkend muss jedoch gesagt werden, dass die Prüfpunktdichte bei der SKD-Methode deutlich höher ist als diejenige des TAP-Rasters und beim TAP über Gesichtsfeldorte, die zwischen den einzelnen Rasterpunkten liegen, keine Aussagen getroffen werden können.

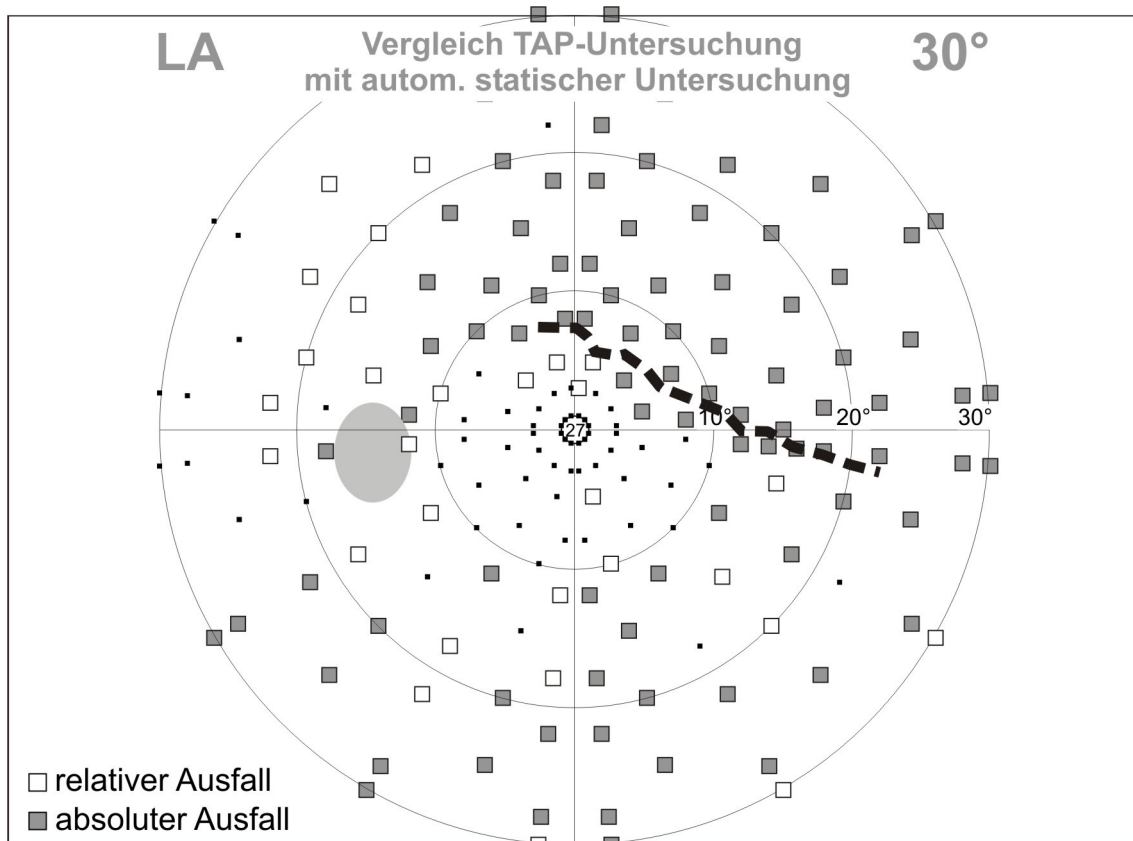


Abbildung 3.2: Untersuchungsergebnis einer schwelennah-überschwelligen Untersuchung mit dem TAP. Die dicke gestrichelte Linie zeigt den Skotomverlauf des statischen Teils der Untersuchung am Kampimeter (vergleiche Abb. 3.1b).

3.1.1.2 Patient G.W. (76 Jahre)

Bei diesem Patienten ist seit 1983 ein Glaukom des linken Auges bekannt. Zusätzlich zeigt der Patient bei der Fundusuntersuchung einen Fundus hypertonicus Grad I sowie Hinweise auf einen Astarterienverschluss. Diese Veränderungen sind insofern von eklatanter Bedeutung für den Patienten, da er 1943 im 2. Weltkrieg durch einen Schuss am rechten Auge so schwer verletzt wurde, dass dieses enukleiert werden musste. In den Abbildungen 3.3a-d sind die Befunde der einzelnen Abschnitte der SKD-Untersuchung dargestellt. Auffällig im statischen Untersuchungsteil (Abbildung 3.3b) ist ein Vektor (markiert mit *) mit einer deutlich größeren Streuung und damit unsichereren Schwellenschwätzung. Eine mögliche Erklärung hierfür ist die unmittelbare Nähe des blinden Flecks. Das Skotom hat bereits Verbindung zum blinden Fleck und somit findet wahrscheinlich eine Vermischung der Erfassung der Skotomgrenze mit der Erfassung des blinden Flecks statt.

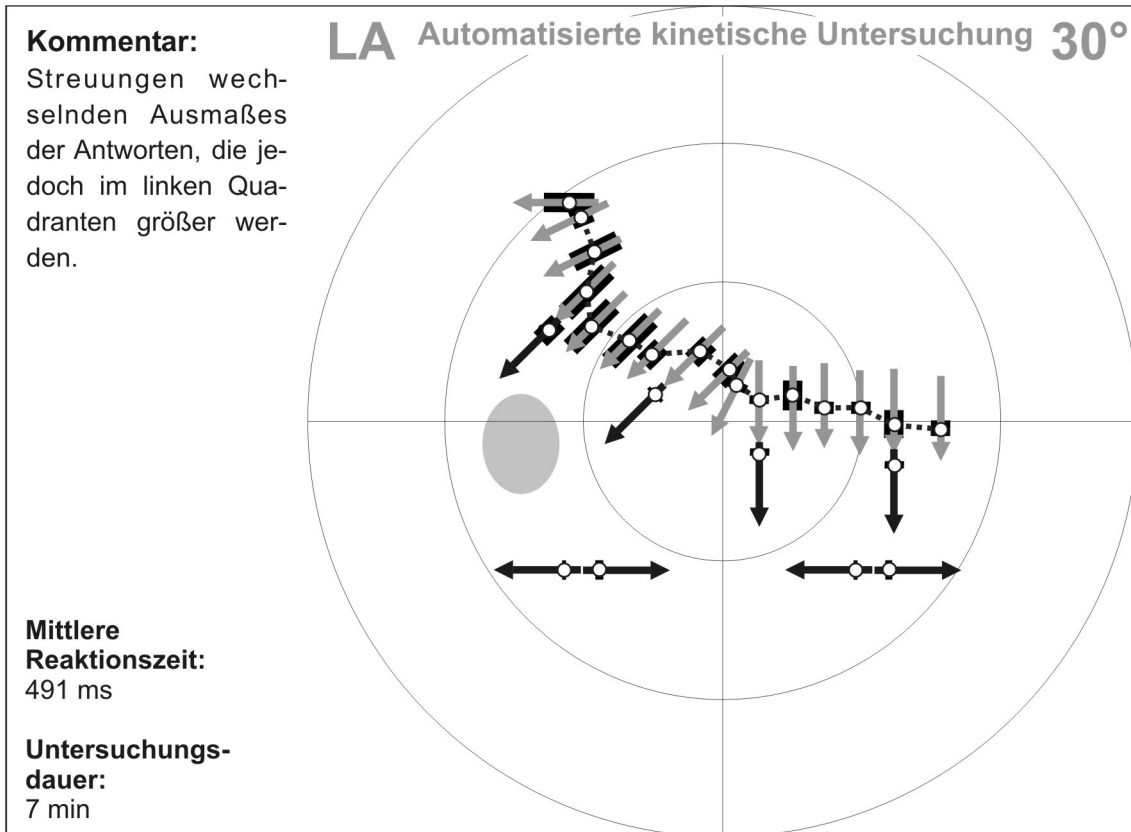


Abbildung 3.3a: Ergebnis der automatisierten kinetischen Untersuchung.

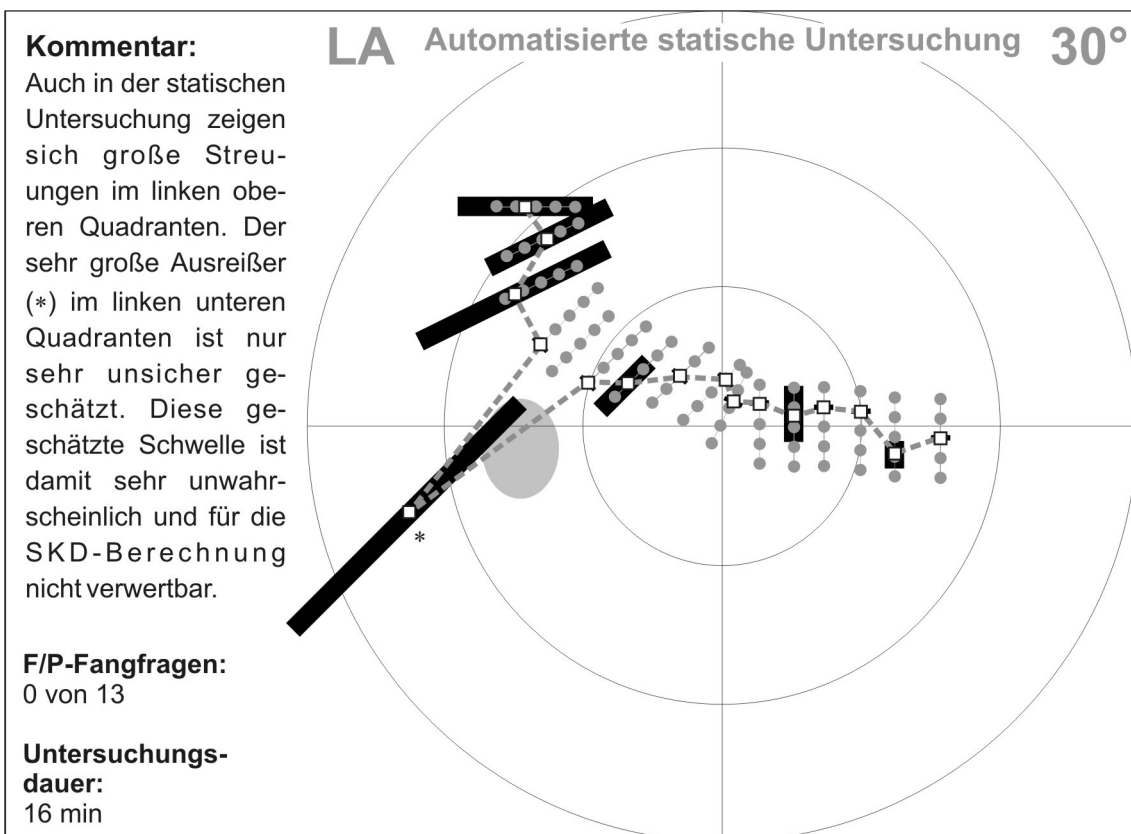


Abbildung 3.3b: Ergebnis der automatisierten statischen Untersuchung.

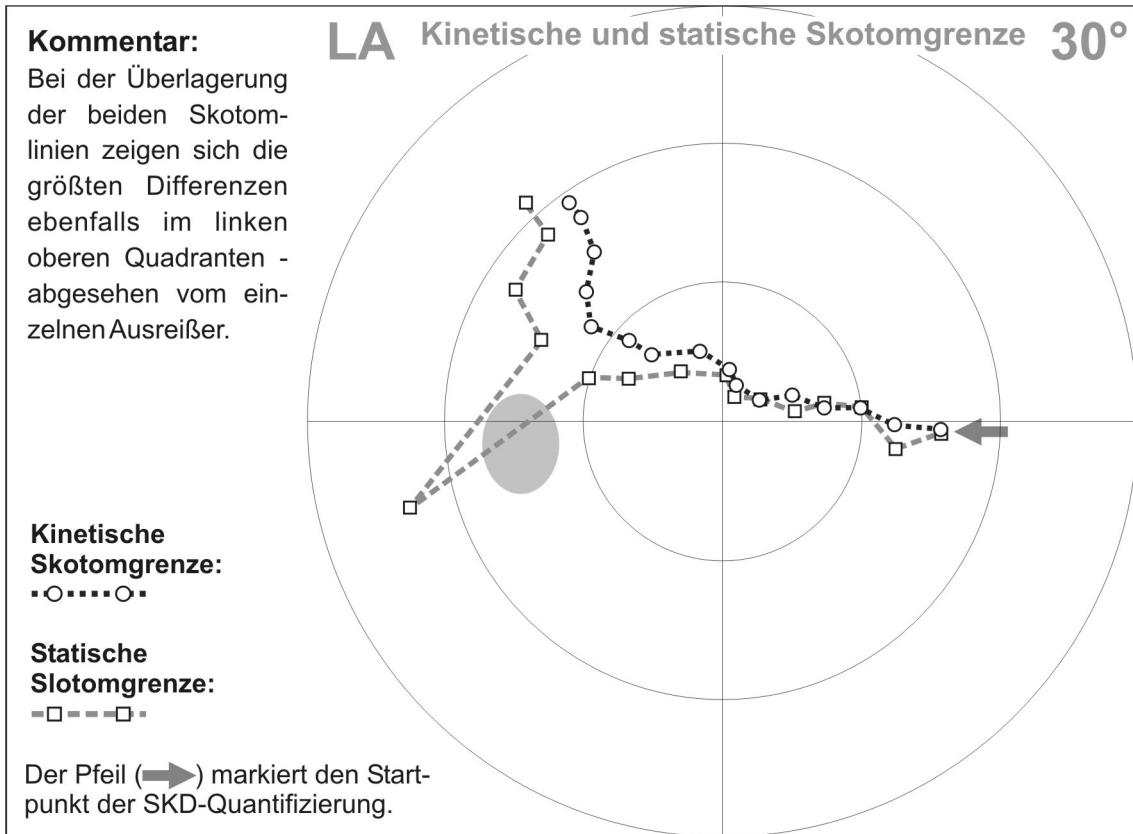


Abbildung 3.3c: Überlagerung des kinetischen und statischen Skotomverlaufs.

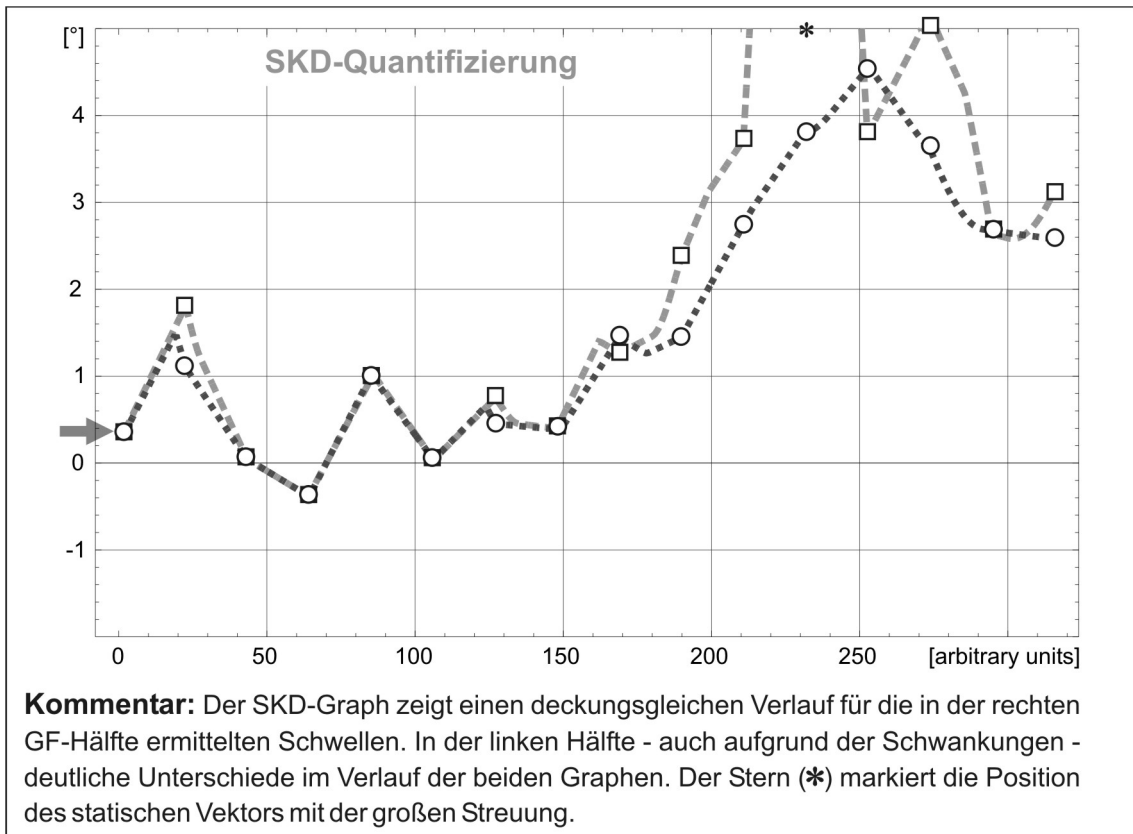


Abbildung 3.3d: Darstellung als SKD-Graph.

In der Abbildung 3.4 ist ein Vergleich eines TAP-Befundes (TAP-Untersuchung 17 Tage vor der SKD-Untersuchung) mit dem hier erhobenen statischen Gesichtsfeldbefund dargestellt. Ebenfalls wird die schon bestehende Verbindung des Gesichtsfeldausfalls zum blinden Fleck deutlich, die die bereits oben erwähnte Erklärungsmöglichkeit für die starke Streuung des Vektors in unmittelbarer Nähe zum blinden Fleck bietet. Des Weiteren findet sich auch in der TAP-Untersuchung ein sehr abrupter und damit steiler Übergang vom sehenden zum nicht-sehenden Bereich.

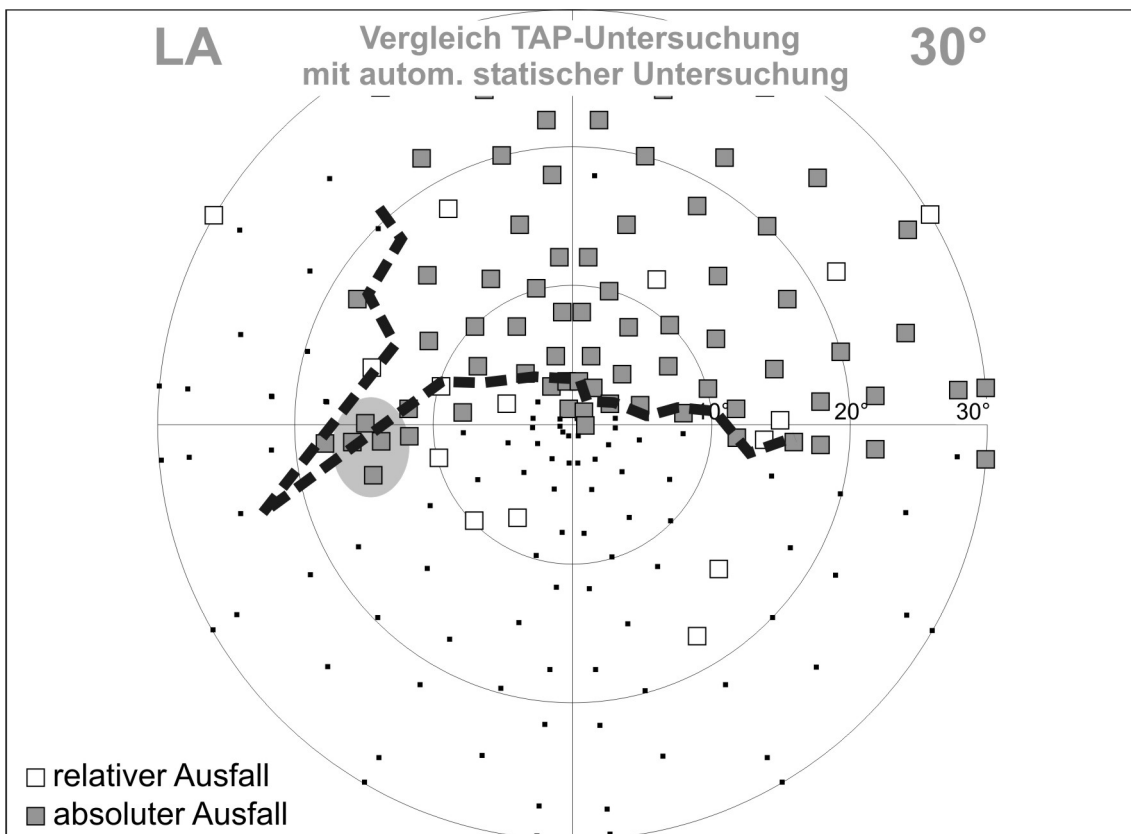


Abbildung 3.4: Vergleich eines TAP-Befundes (TAP-Untersuchung 17 Tage vor der SKD-Untersuchung) mit dem automatisiert-statisch erhobenen Gesichtsfeldbefund (vergleiche Abbildung 3.3b).

3.1.2 Retinitis pigmentosa

3.1.2.1 Patientin S.K. (43 Jahre)

Bei der Patientin wurde 1988 die Diagnose einer stabilen RP gestellt, anamnestisch litt sie seit der Kindheit unter Nachtsehproblemen. In den letzten Jahren habe lediglich die Blendempfindlichkeit zugenommen, die Gesichtsfeldbefunde blieben stabil. Die Abbildungen 3.5a-d zeigen die einzelnen Befunde der SKD-Untersuchung. Auch hier wurde zugunsten einer annehmbaren Untersuchungsdauer nicht die gesamte, sondern nur ein Teil der Skotomgrenze untersucht. Da die konzentrische Gesichtsfeldeinschränkung schon sehr weit fortgeschritten ist, konnte nur ein Teil der Reaktionszeitmessvektoren angewandt werden (siehe hierzu auch Kapitel 2.2.3.2.2). Insgesamt findet sich eine relativ gleichmäßige SKD über den untersuchten Skotombereich.

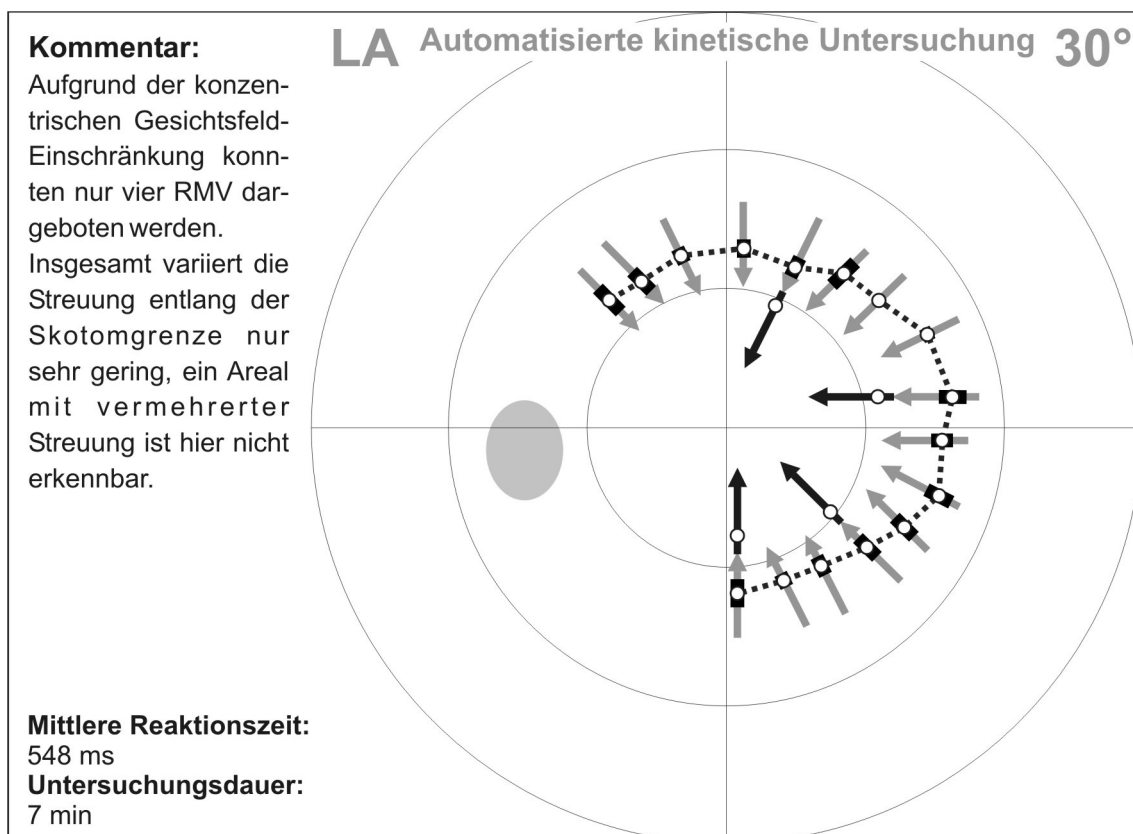


Abbildung 3.5a: Ergebnis der automatisierten kinetischen Untersuchung.

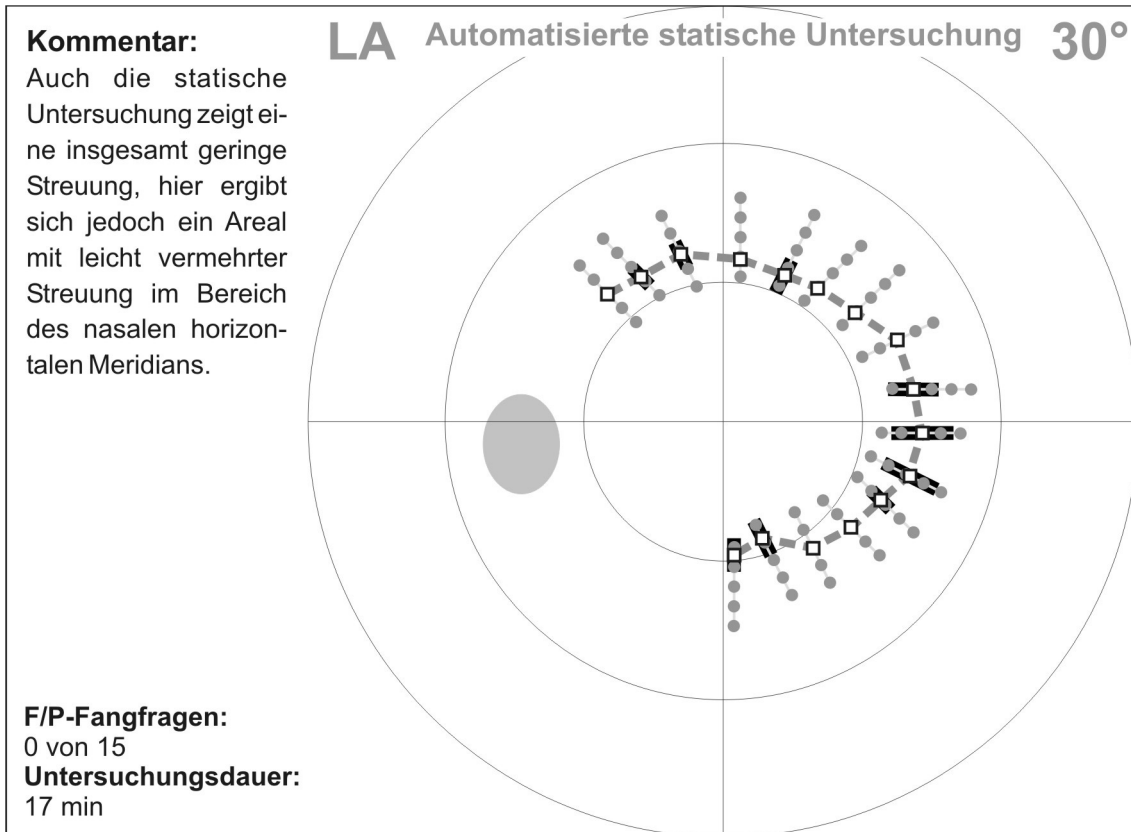


Abbildung 3.5b: Ergebnis der automatisierten statischen Untersuchung.

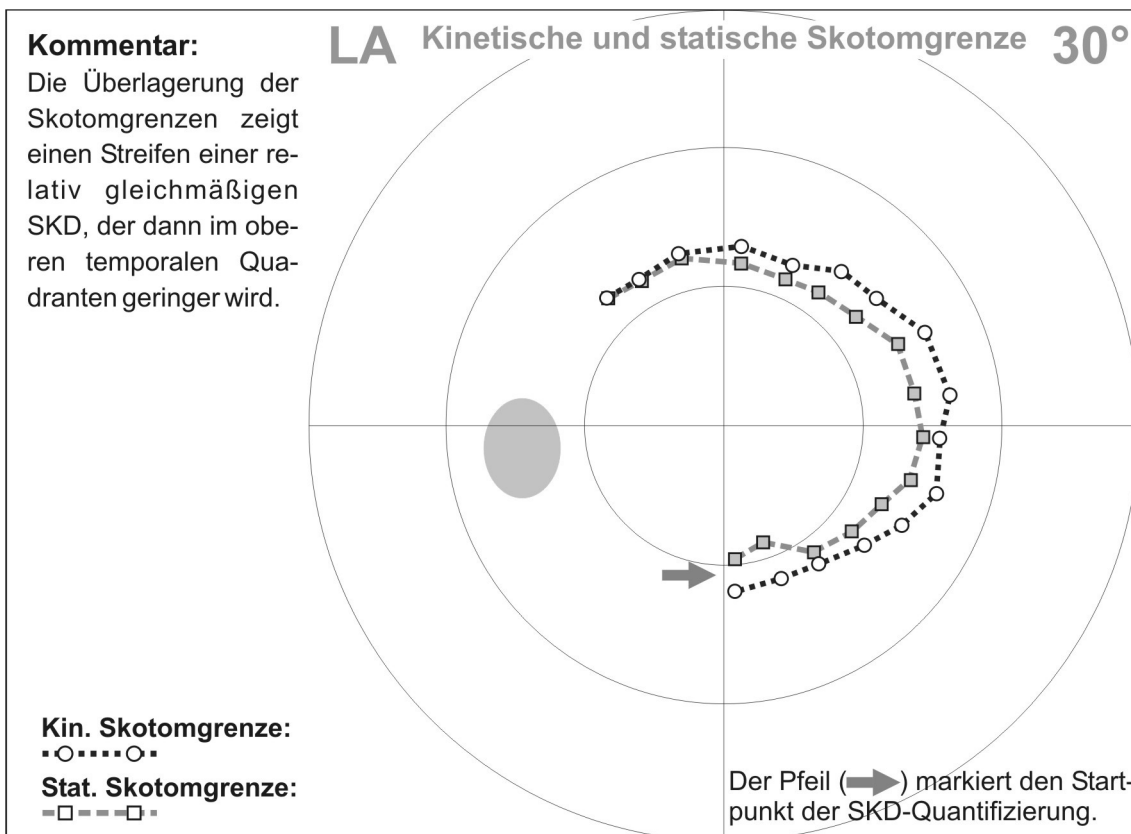


Abbildung 3.5c: Überlagerung des kinetischen und statischen Skotomverlaufs.

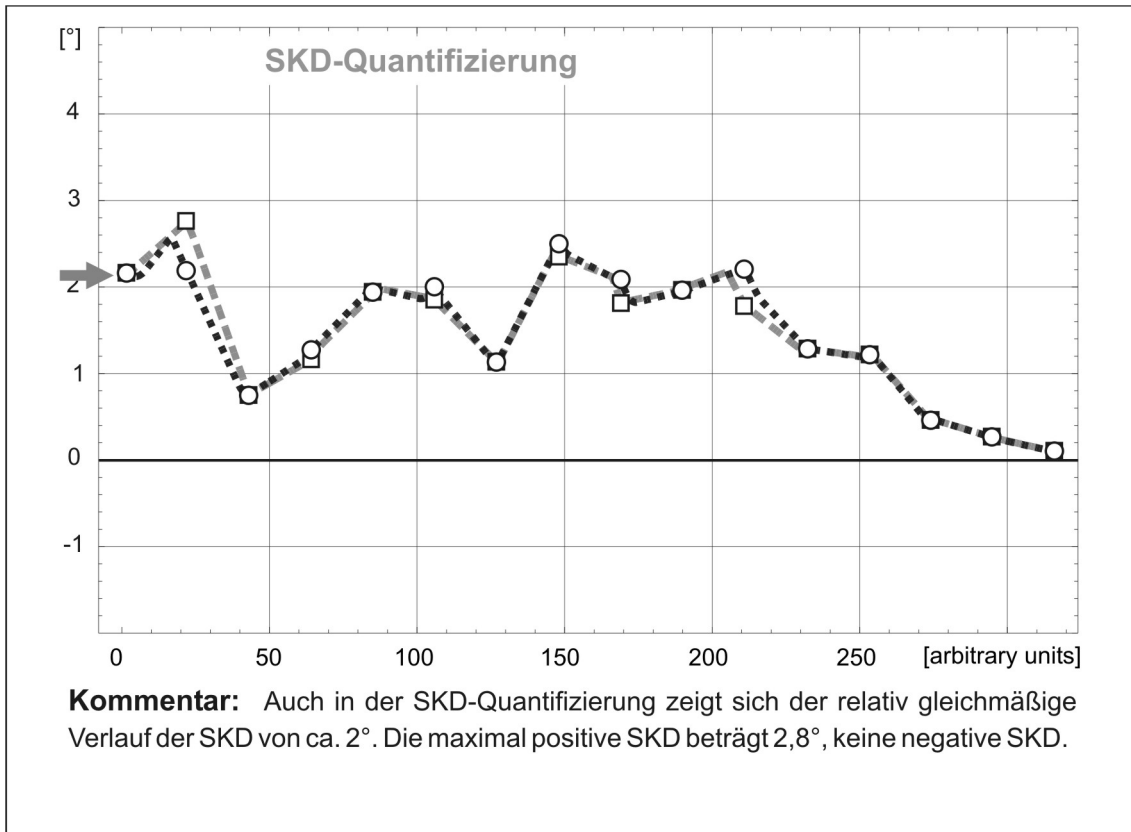


Abbildung 3.5d: Darstellung als SKD-Graph.

3.1.2.2 Patientin T.M. (45 Jahre)

Bei Frau M. besteht seit dem Jahr 1973 eine gering bis mäßig progrediente RP. Bereits seit früher Jugend klagte die Patientin über Nacht-, Dämmerungs- und Kontrastsehprobleme, die Blendempfindlichkeit ist ebenfalls schon von Jugend an erhöht. Trotz der sehr deutlichen Gesichtsfeldeinschränkungen (siehe Abbildungen 3.6a-d) ist die Orientierungsfähigkeit der Patientin noch recht befriedigend. Wegen des größeren Augen-Monitor-Abstandes (50 statt 30 cm) reduzierte sich die Stimulusgröße auf 16', die Winkelgeschwindigkeit bei der kinetischen Untersuchung lag bei 1,2°/s. Da die Patientin eine hervorragende Konzentrationsfähigkeit besitzt, wurde die gesamte Skotomgrenze untersucht, was sich in den langen jeweiligen Untersuchungszeiten niederschlug.

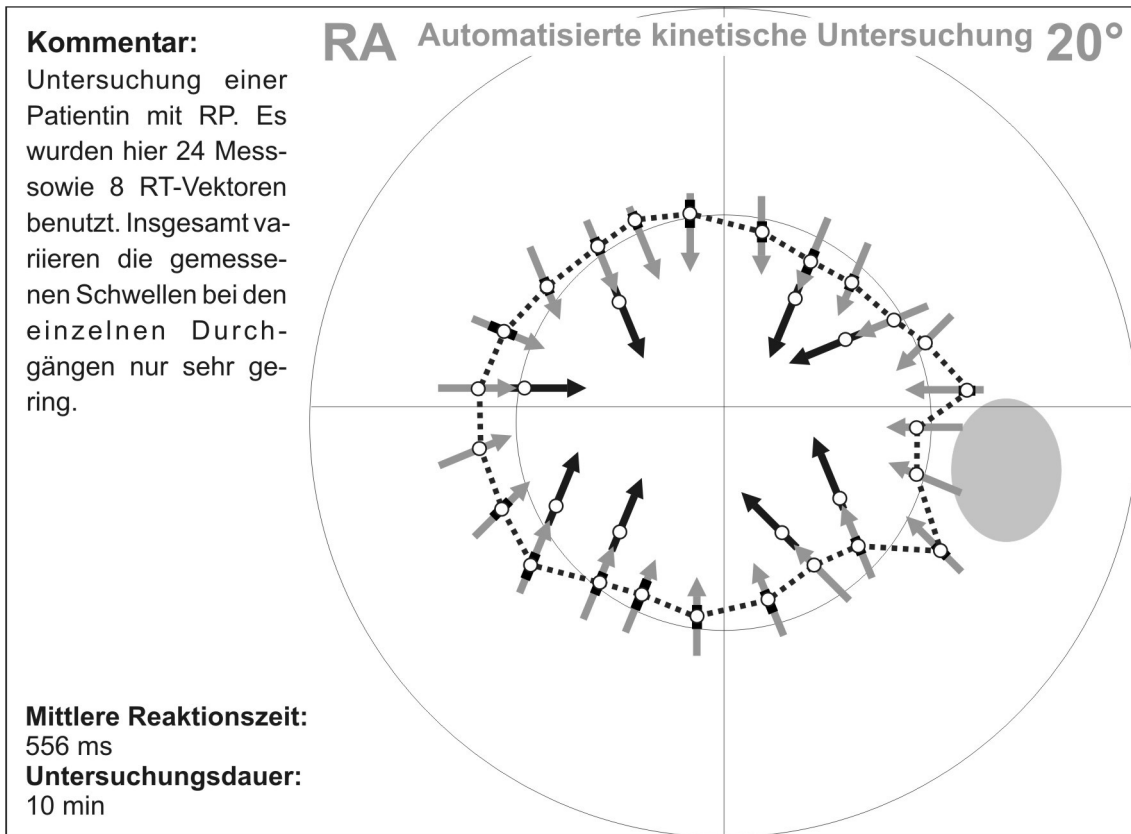


Abbildung 3.6a: Ergebnis der automatisierten kinetischen Untersuchung (20°-Gesichtsfeld; für Erläuterungen siehe Text).

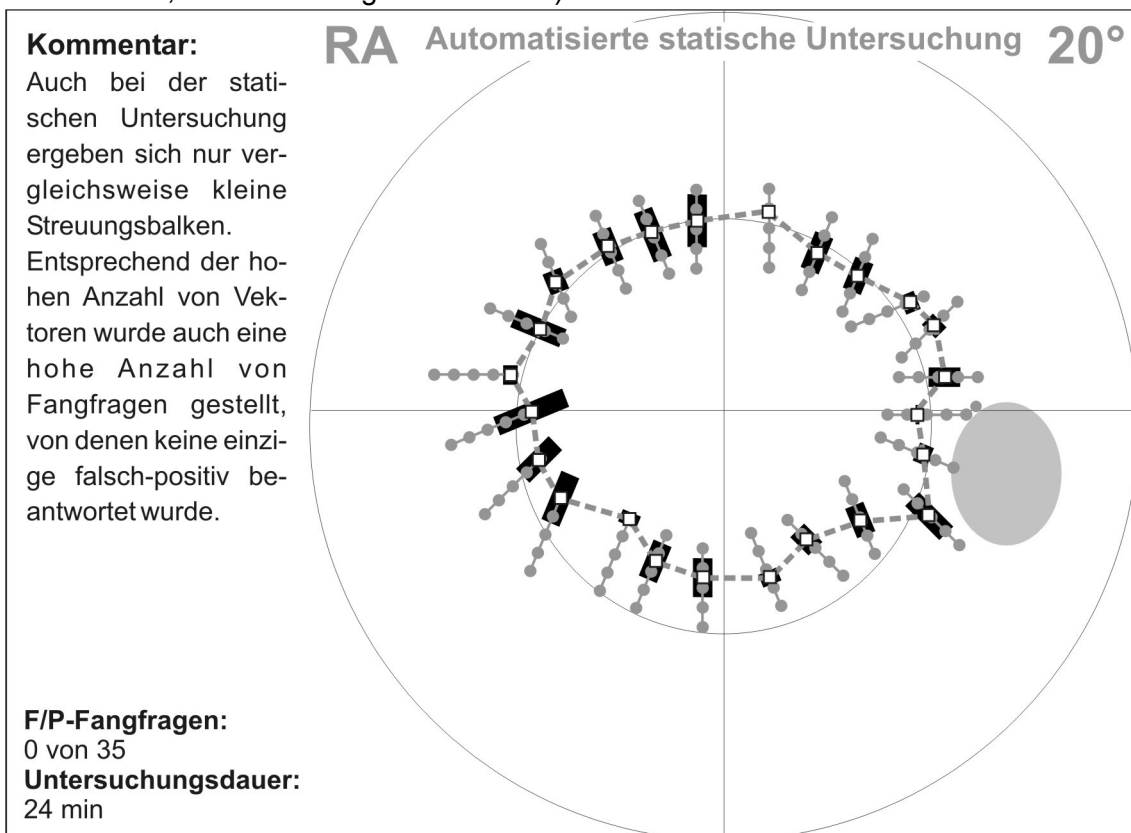


Abbildung 3.6b: Ergebnis der automatisierten statischen Untersuchung (20°-Gesichtsfeld).

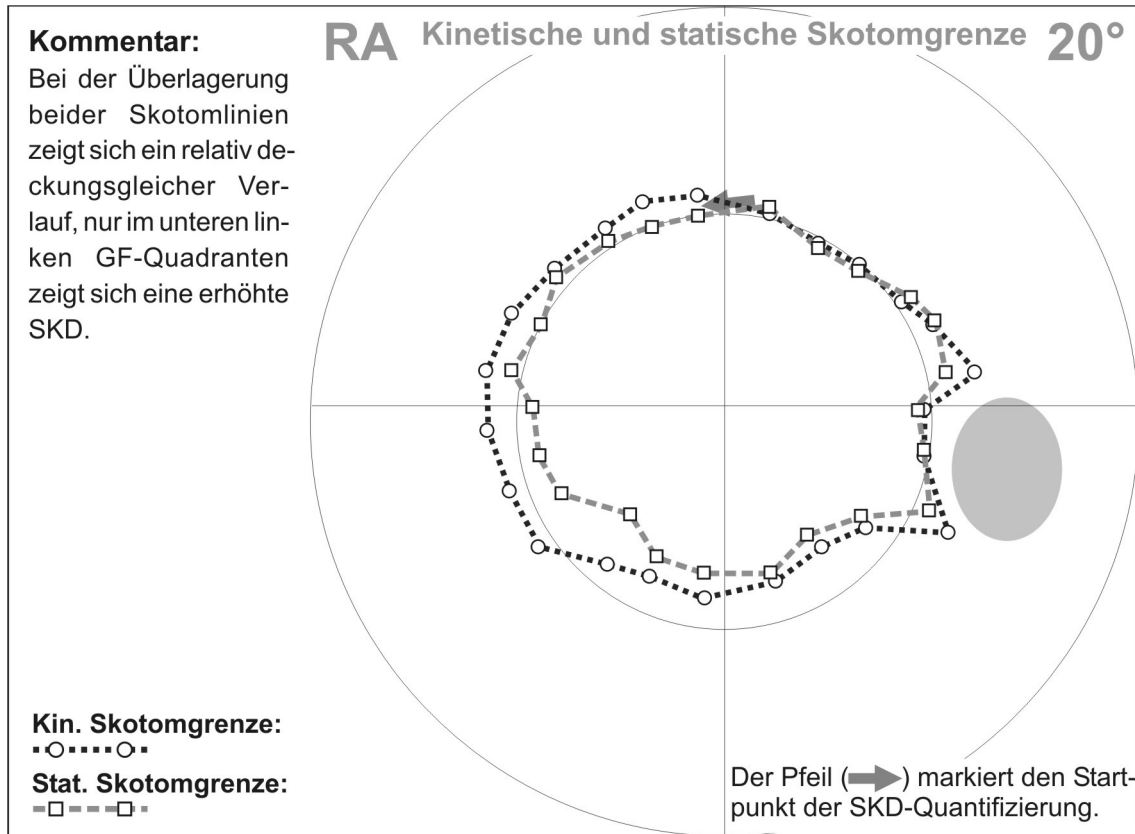


Abbildung 3.6c: Überlagerung des kinetischen und statischen Skotomverlaufs (20°-Gesichtsfeld).

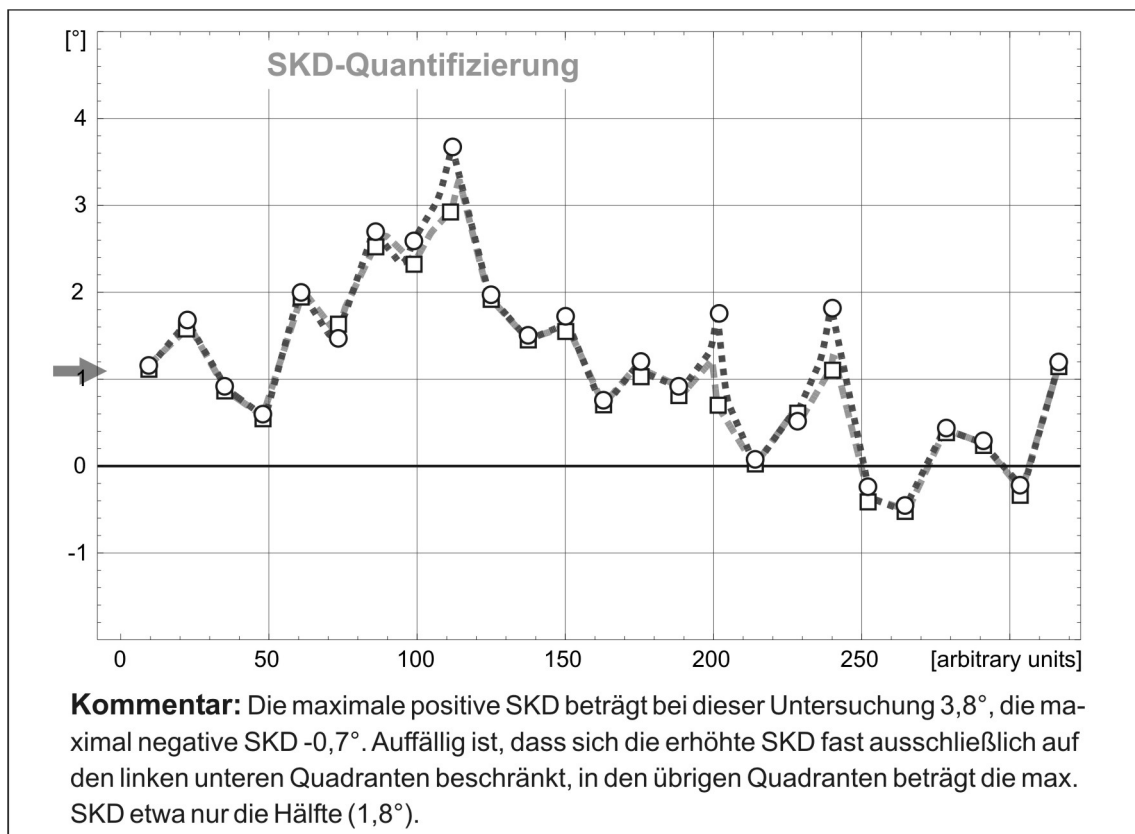


Abbildung 3.6d: Darstellung als SKD-Graph.

Zur Überprüfung der Retest-Reliabilität wurde die Patientin insgesamt drei Mal untersucht, einmal im Abstand von einer Woche sowie zwei Mal im Abstand von einer Stunde. Bemerkenswert ist der hohe Übereinstimmungsgrad des Antwortverhaltens der Patientin, die sowohl in den kinetischen als auch in den statischen Untersuchungen nur geringe Streuungen aufweist. Dies ist auch hinsichtlich der langen Untersuchungszeiten – es wurde, wie bereits oben erwähnt, die gesamte Skotomgrenze untersucht – bemerkenswert. Abbildung 3.7a und b zeigen die überlagerten Befunde der drei kinetischen beziehungsweise statischen Untersuchungen. Lediglich in einer statischen Untersuchung zeigt sich im Vergleich zu den anderen ein Ausreißer (im linken oberen Quadranten) bei der Schwellenschätzung, die übrigen Schwellen variieren zwischen den Untersuchungen nur minimal.

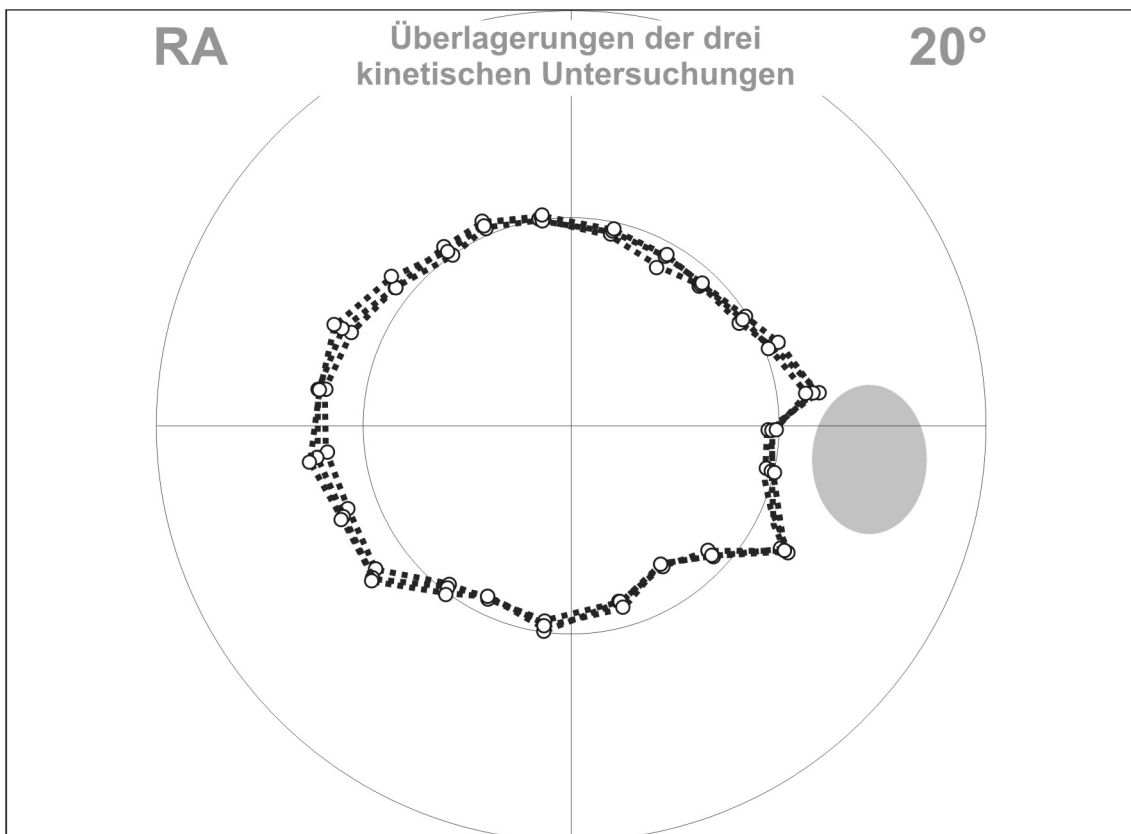


Abbildung 3.7a: Die Überlagerung der drei kinetischen Untersuchungen zeigt nur minimale Unterschiede in der Schwellenschätzung (auch in dieser Darstellung wird das 20°-Gesichtsfeld gezeigt!). Zwei dieser Untersuchungen wurden im Abstand weniger Stunden, eine im Abstand einer Woche durchgeführt.

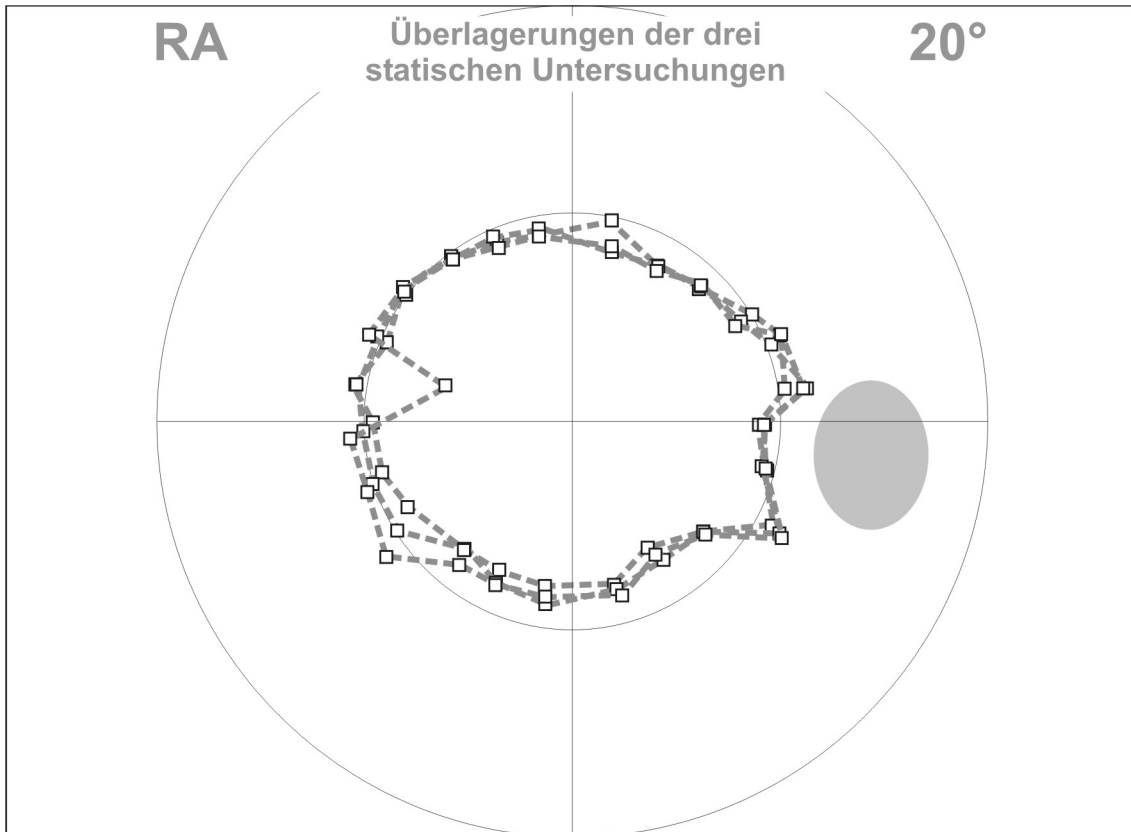


Abbildung 3.7b: Die Überlagerung der drei statischen Untersuchungen zeigt ebenfalls nur minimale Unterschiede in der Schwellenschätzung (Darstellung des 20°-Gesichtsfeldes).

3.1.3 Sehbahnschädigung

3.1.3.1 Patient M.S. (51 Jahre)

Bei diesem Patienten trat ein halbes Jahr vor der SKD-Untersuchung ein apoplektischer Insult im Strömungsgebiet der A. cerebri posterior beidseits auf, welcher einen homonymen Quadrantenausfall nach rechts oben zur Folge hatte. Dieser Befund blieb während des Zeitraums zwischen Insult und Untersuchungszeitpunkt relativ stabil.

Zusätzlich besteht bei Herrn S. noch der interessante Befund einer (mittlerweile) inkompletten „cerebralen Achromatopsie“ im gesamten Gesichtsfeld, d.h. der Patient kann keine Farben wahrnehmen. Dieser Befund ist leicht rückläufig, zum Zeitpunkt der SKD-Untersuchung kann er gewisse Farben lediglich „erahnen“, diese werden dann jedoch stark entsättigt wahrgenommen.

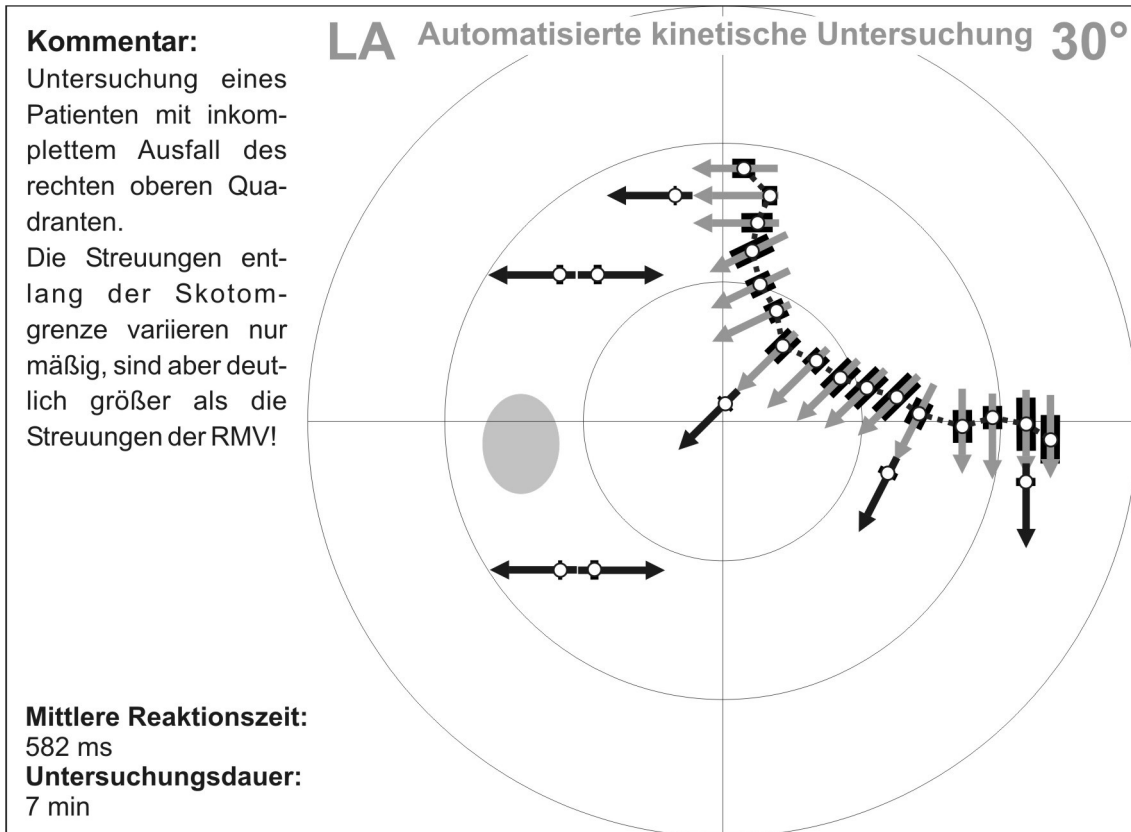


Abbildung 3.8a: Ergebnis der automatisierten kinetischen Untersuchung.

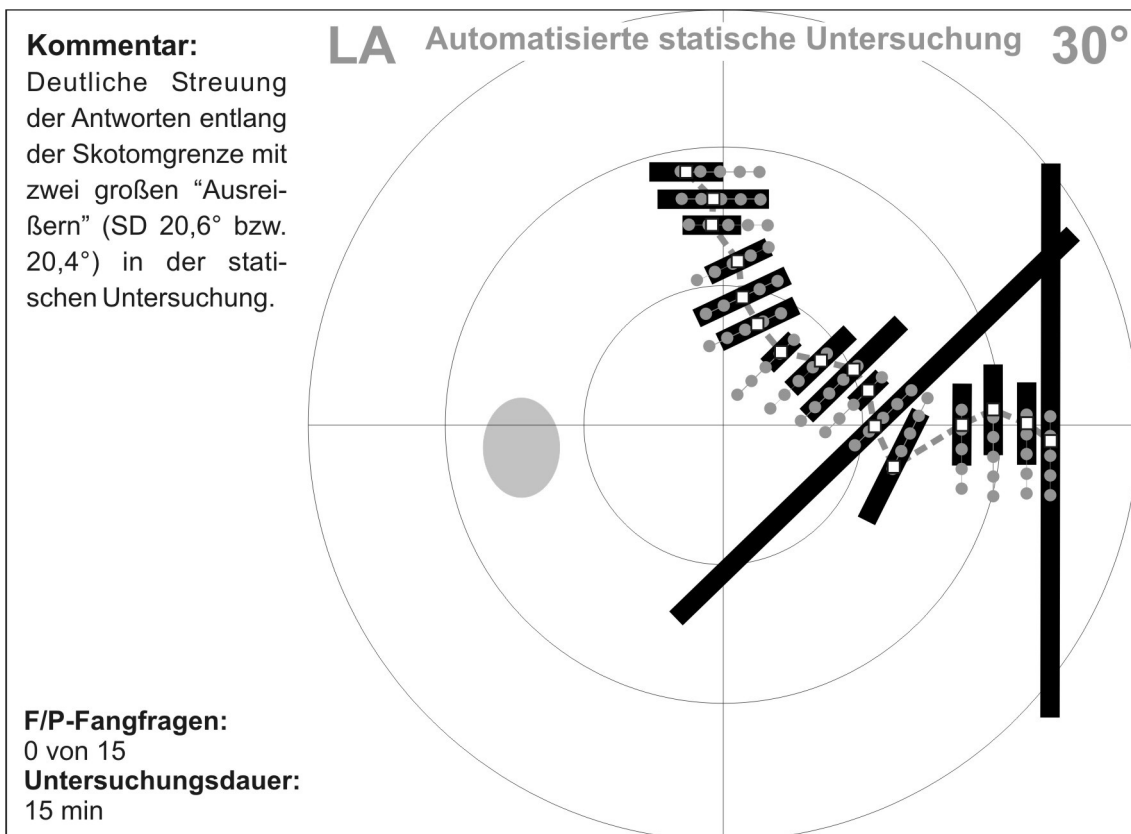


Abbildung 3.8b: Ergebnis der automatisierten statischen Untersuchung.

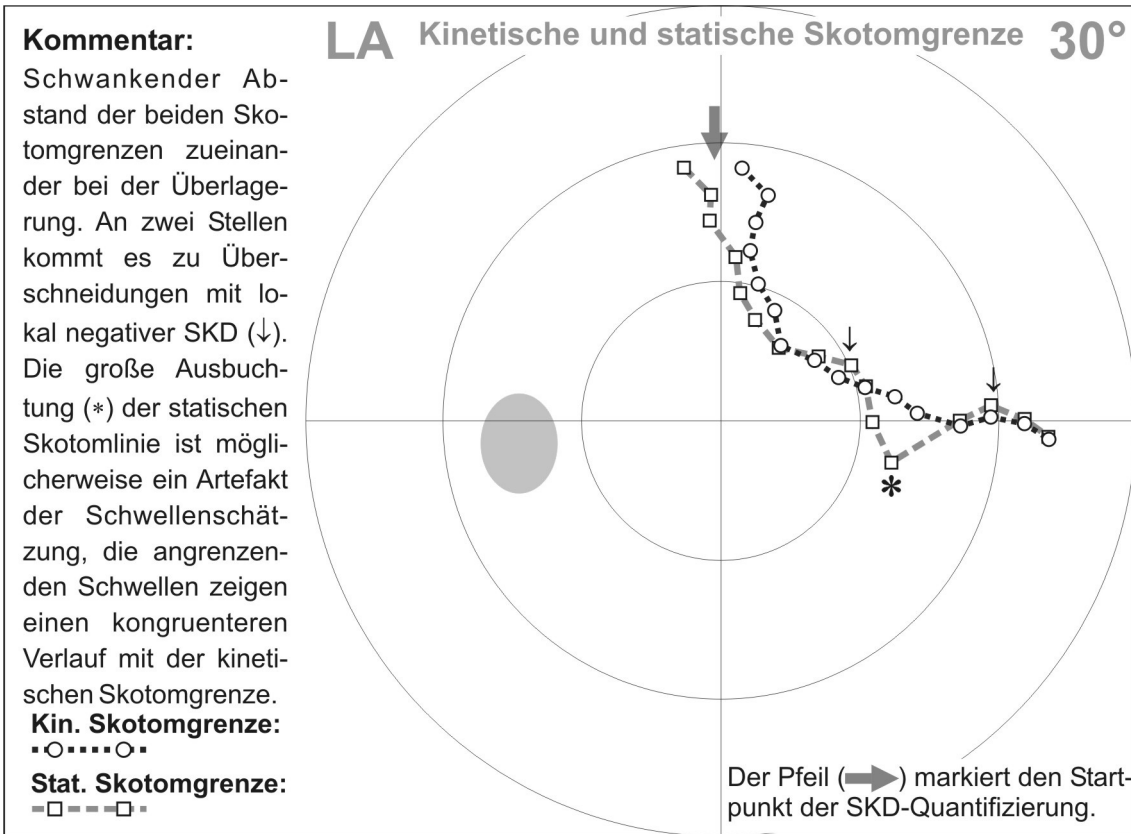


Abbildung 3.8c: Überlagerung des kinetischen und statischen Skotomverlaufs.

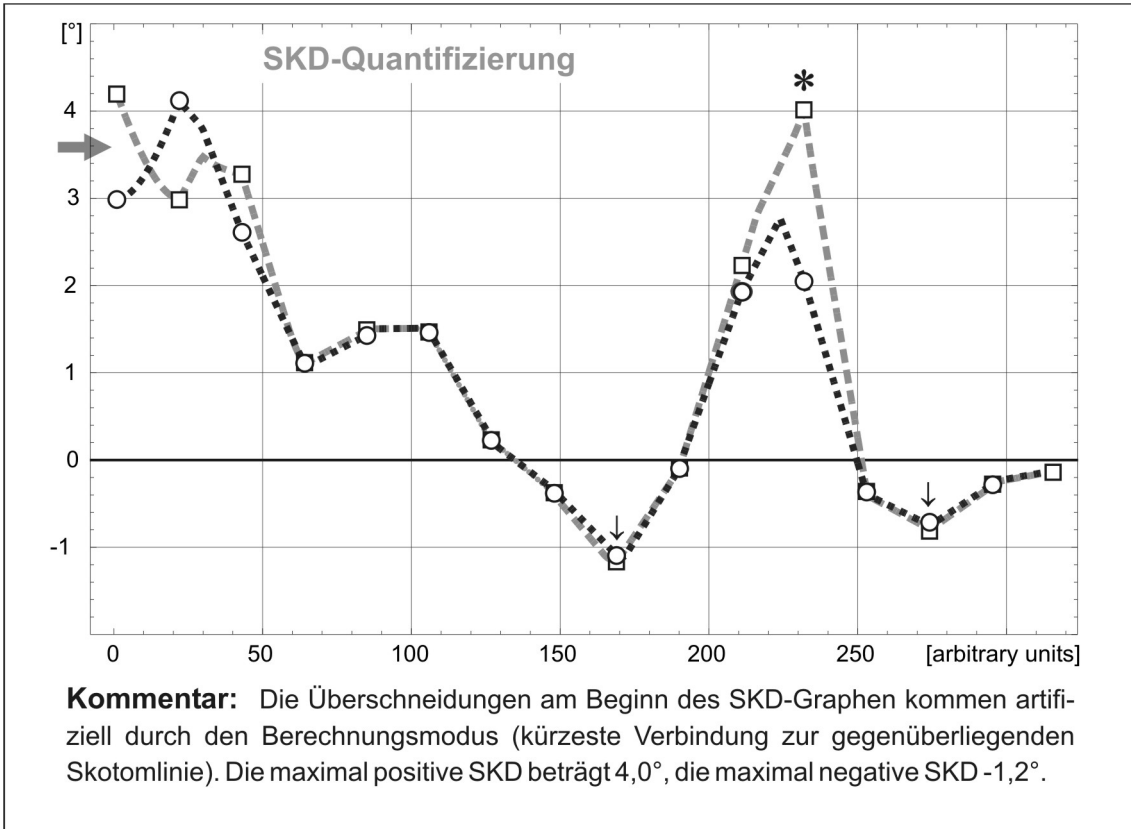


Abbildung 3.8d: Darstellung als SKD-Graph.

In den Abbildungen 3.8a-d sind die Befunde des kinetischen und statischen Untersuchungsteils dargestellt. In der kinetischen Untersuchung zeigt sich entlang der Skotomgrenze eine relativ gleichmäßige Streuung der Antworten. Auffällig ist jedoch, dass diese Streuungen insgesamt deutlich größer sind als die Streuungen der RMV. Noch größer sind die Streuungen des Antwortverhaltens im statischen Untersuchungsteil. Im Gegensatz zu dem in den Abbildungen 3.9a und b (siehe unten) dargestellten stabilen Gesichtsfeldbefund mit äußerst geringen Streuungsbalken besteht bei diesem Patienten gegebenenfalls noch eine Dynamik, wofür auch der rückläufige Befund der Achromatopsie spricht. In der Abbildung 3.8c sind die kinetische und statisch erhobenen Skotomgrenzen sowie in Abbildung 3.8d die Quantifizierung der SKD dargestellt. Die Skotomlinien verlaufen in wechselnden Abständen zueinander, an zwei Stellen kommt es sogar zu einer lokal negativen SKD (markiert mit ↓). An diesen Stellen ist also das statisch ermittelte Skotom kleiner als das kinetisch ermittelte (siehe auch Kapitel 2.6.2).

3.1.3.2 Patientin B.B. (34 Jahre)

Bei Frau B. wurde im Dezember 1997 eine arterio-venöse Malformation diagnostiziert. Tragischerweise kam es im Februar 1998, einen Tag vor der geplanten Operation zur Entfernung des AV-Angioms, zu einer Einblutung, welche durch eine Embolisation behandelt wurde. Initial zeigte die Patientin nach diesen Geschehnissen eine komplette homonyme Hemianopsie nach rechts, welche sich jedoch innerhalb weniger Tage zu einer homonymen Quadrantenanopsie nach rechts unten zurückbildete. Dieser Befund blieb dann im Nachbeobachtungszeitraum von 17 Monaten bis zur SKD-Untersuchung stabil.

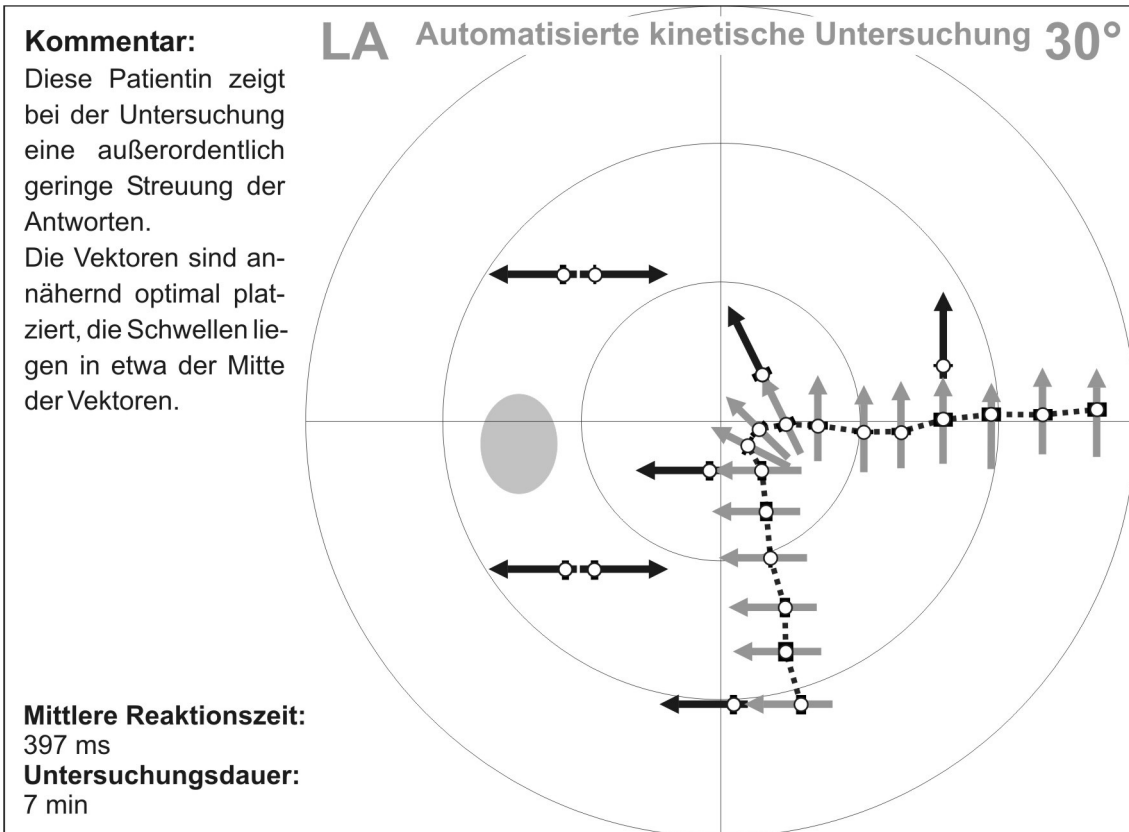


Abbildung 3.9a: Ergebnis der automatisierten kinetischen Untersuchung.

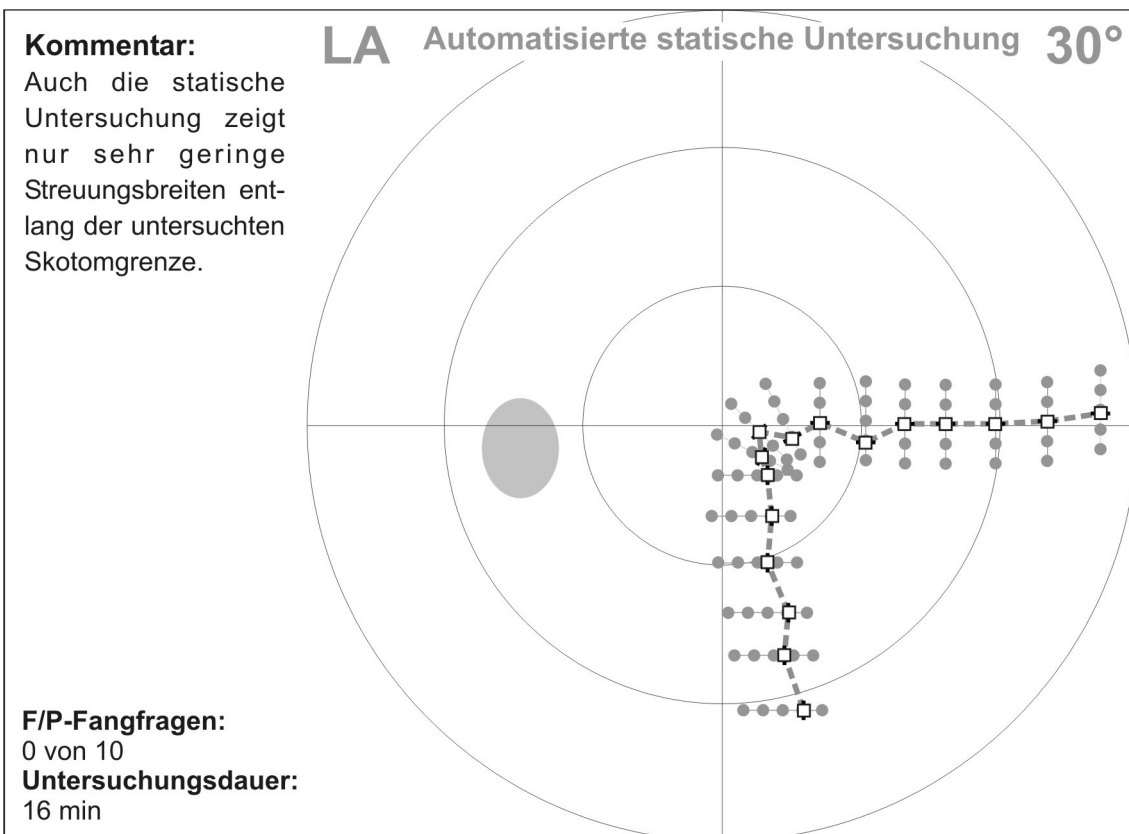


Abbildung 3.9b: Ergebnis der automatisierten statischen Untersuchung.

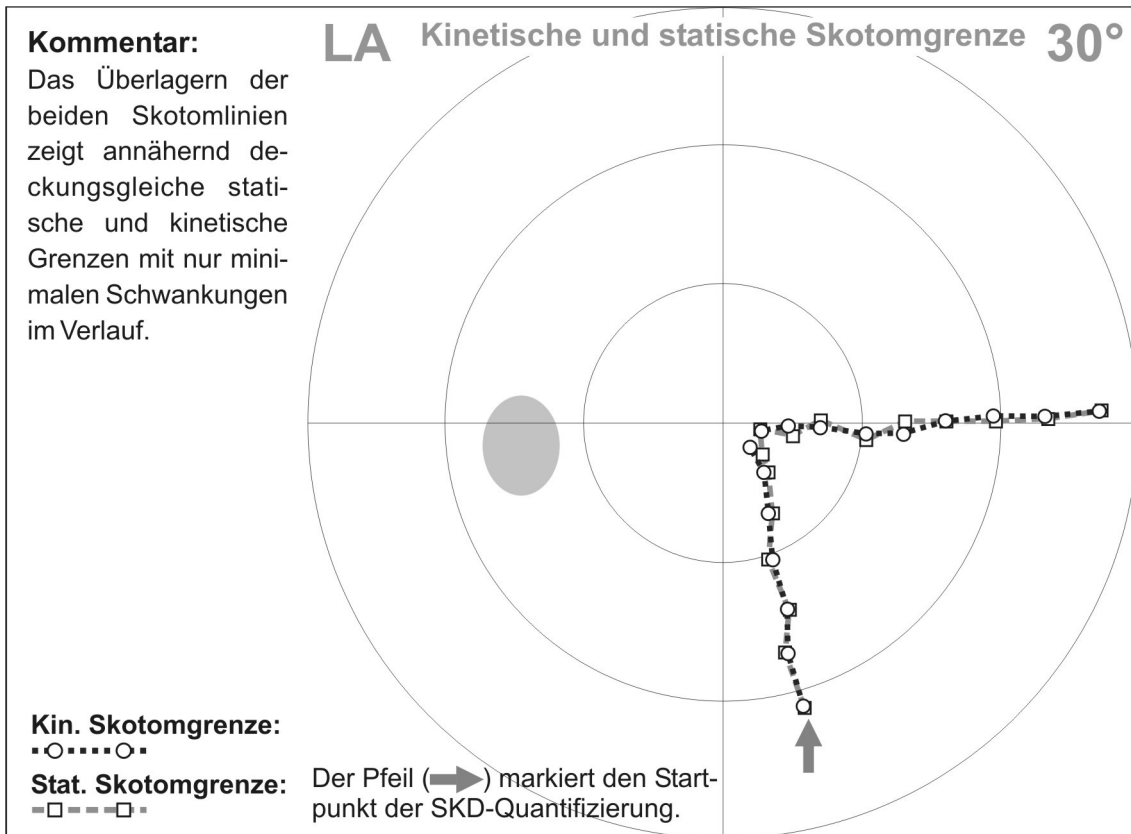


Abbildung 3.9c: Überlagerung des kinetischen und statischen Skotomverlaufs.

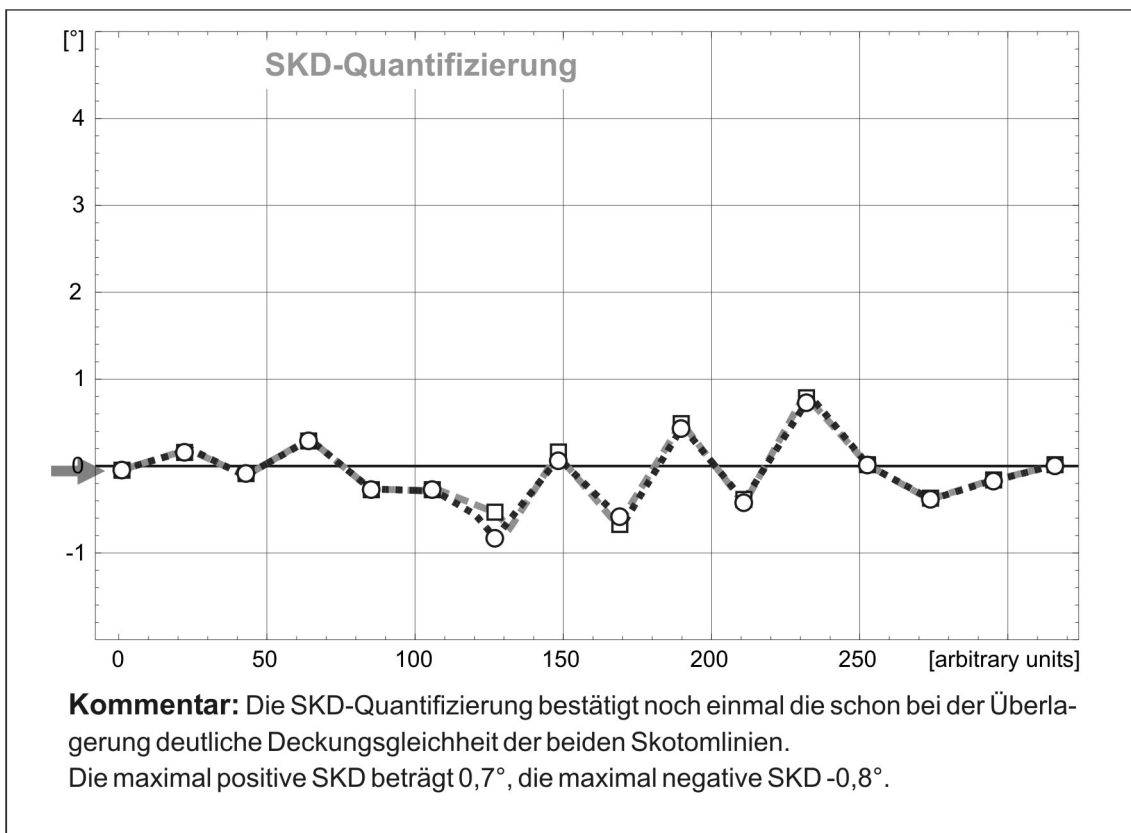


Abbildung 3.9d: Darstellung als SKD-Graph.

In den Abbildungen 3.9a-d sind die Befunde dieser Untersuchung dargestellt. Hierbei ist die sowohl in der statischen als auch kinetischen Untersuchung gefundene äußerst geringe Streuung der Antworten bemerkenswert. Dies spricht für einen sehr steilen Übergang des sehenden in den nicht-sehenden Bereich, der Gesichtsfelddefekt wirkt wie ausgestanzt. Es gibt keine nennenswerten Unterschiede zwischen der kinetischen und der statischen Untersuchung, beide Skotomlinien verlaufen annähernd deckungsgleich. Der Vergleich der im statischen Untersuchungsteil erhobenen Skotomgrenze mit dem TAP-Befund (Abbildung 3.10) zeigt die Übereinstimmung der beiden Untersuchungsergebnisse. Hierdurch wird auch klar, dass der Abstand der Skotomlinie zum vertikalen Meridian im rechten unteren Quadranten kein Artefakt einer bestimmten Untersuchungsmethode ist, sondern tatsächlich existiert.

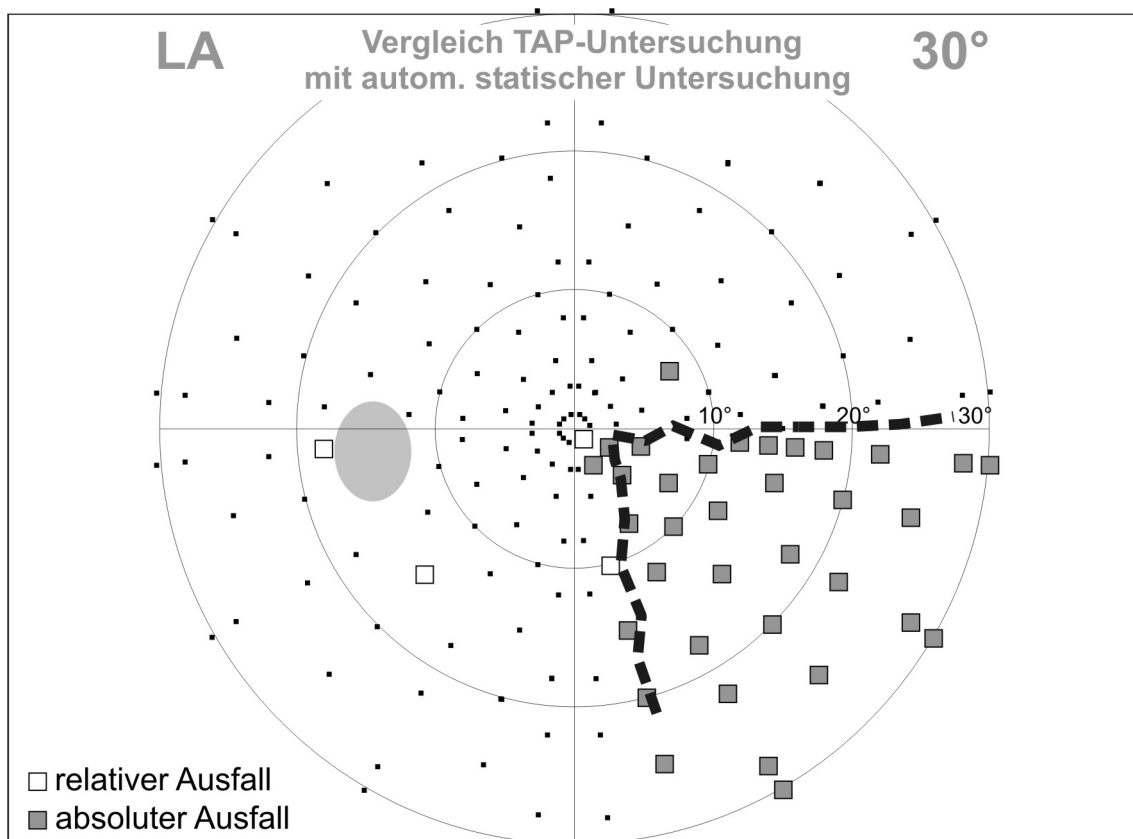


Abbildung 3.10: Vergleich des statisch erhobenen Skotomverlaufs mit einer TAP-Untersuchung.

3.2 Reaktionszeiten und Fangfragen

3.2.1 Auswertung der Reaktionszeiten bei den automatisch-kinetischen Untersuchung

Zur Ermittlung der individuellen Reaktionszeit des jeweiligen Patienten wurden in jeder automatisierten kinetischen Untersuchung vier bis 8 Reaktionszeitmessvektoren (RMV) in sicher sehenden Gesichtsfeldbereichen präsentiert. Jeder dieser RMV wurde genau mit denselben Stimuluseigenschaften der Messvektoren sechs Mal in randomisierter Reihenfolge dargeboten.

Die Auswertung dieser Daten ergab zum Teil große *intraindividuelle* Schwankungen der einzelnen Reaktionszeiten. Um eventuelle Kontaminationen dieser Messungen zu eliminieren und damit diese Schwankungen zu minimieren, wurde ein Algorithmus zum Ausschluss einzelner zu langer und damit als unwahrscheinlich geltender Reaktionszeiten bei einzelnen Durchgängen entwickelt. Diese Festlegung muss individuell erfolgen, da die *interindividuellen* Schwankungen der einzelnen Reaktionszeiten ebenfalls sehr groß sind. Es kann also keine allgemein geltende Obergrenze für alle Untersuchungen festgelegt werden, da jedes Individuum seine eigene Reaktionszeit besitzt und sich diese individuellen Reaktionszeiten z.T. sehr stark voneinander unterscheiden.

Die Festlegung der Obergrenze pro Untersuchung für jeden einzelnen Durchgang erfolgte nach folgendem Algorithmus:

*oberes 75%-Quartil + 1.5 * interquartile range des logRT.*

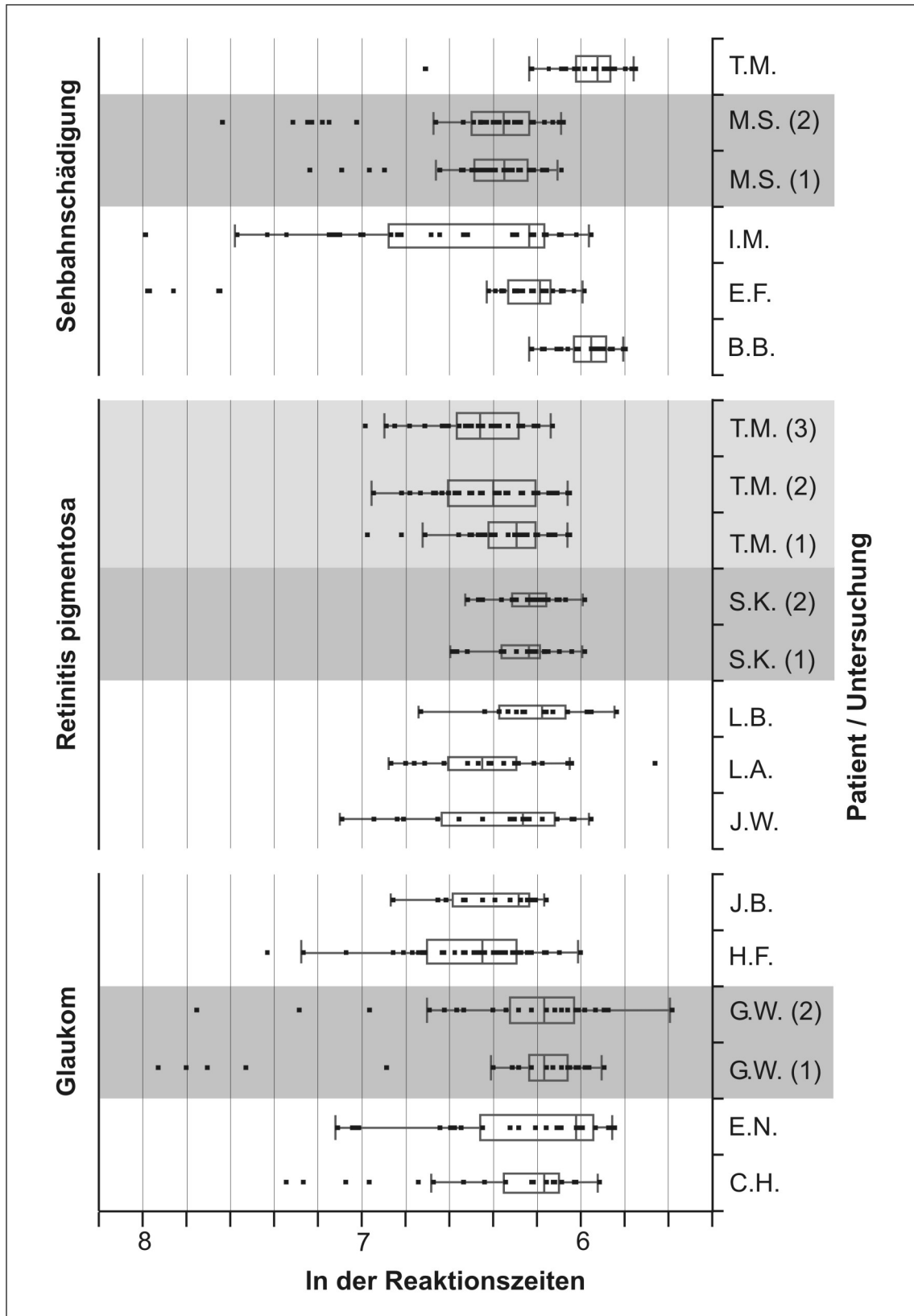


Abbildung 3.11: "Box and whiskers"-Plot des logarithmus naturalis (ln) der jeweiligen mittleren Reaktionszeiten der verschiedenen RMV in Abhängigkeit von den einzelnen Untersuchungen. Jedes kleine schwarze Quadrat steht für einen gemessenen Durchgang eines RMV. Innerhalb der "boxes" sind der Median (Querstrich) sowie die mittlere

Hälfte dargestellt, die "whiskers" weisen das 1,5fache des Quantilabstands (gemittelt pro Untersuchung) über die box hinaus. Alle jenseits der "whiskers" liegenden Messungen wurden als Kontamination der Untersuchung von der Ermittlung der individuellen Reaktionszeit ausgeschlossen (für Details siehe Kapitel 3.2.1). Die Breite der "boxes" ist proportional zur Anzahl der berücksichtigten Durchgänge, nicht gesehene Durchgänge der RMV wurden bei der Berechnung der mittleren RT nicht berücksichtigt. Zur besseren Übersichtlichkeit wurden mehrere Untersuchungen ein und desselben Patienten mit einem grauen Kasten hinterlegt.

Die Abbildung 3.11 zeigt den logarithmus naturalis der Reaktionszeiten aufgetragen in Abhängigkeit von der jeweiligen Untersuchung. Alle oberhalb der oben beschriebenen Obergrenze liegenden Durchgänge (also alle oberhalb des „whiskers“ liegende Punkte) wurden von der Ermittlung der mittleren individuellen Reaktionszeit für die entsprechende Untersuchung ausgeschlossen und als Kontamination der Beobachtung betrachtet. Da diese Ausreißer in der weit- aus größeren Mehrzahl bei den RMV auftraten, die als Verlängerung von Messvektoren platziert wurden (siehe auch Kapitel 2.2.3.2.2), sind diese Zeiten wohl in Wirklichkeit eine Mischung aus Messung einer Skotomgrenze (evtl. der „Unterkante“ des Gesichtsfeldausfalls, während mit der mit den Messvektoren ermittelten Schwelle evtl. die „Oberkante“ gemessen wird) und der tatsächlichen Reaktionszeit. Hierbei ist aber eine genauere Auftrennung der verschiedenen Anteile nicht durchzuführen. Eine Festlegung einer Untergrenze erfolgte nicht, da bei dem verwendeten, sicher überschwelligen Reiz die Antwortsicherheit der Patienten sehr hoch war, was auch an der sehr geringen Quote falsch-positiver Antworten bei der statischen Untersuchung zu sehen ist (siehe auch Kapitel 3.2.2).

Abbildung 3.12 zeigt die auf diese Weise ermittelten mittleren Reaktionszeiten für jede einzelne Untersuchung sowie deren Standardabweichung. Auch hieraus werden noch einmal die großen interindividuellen Unterschiede der einzelnen mittleren Reaktionszeiten deutlich. Die minimale mittlere RT betrug 384 ms (T.M., Gruppe „Sehbahnschädigung“), die maximale mittlere RT betrug 715 ms (I.M., Gruppe „Sehbahnschädigung“).

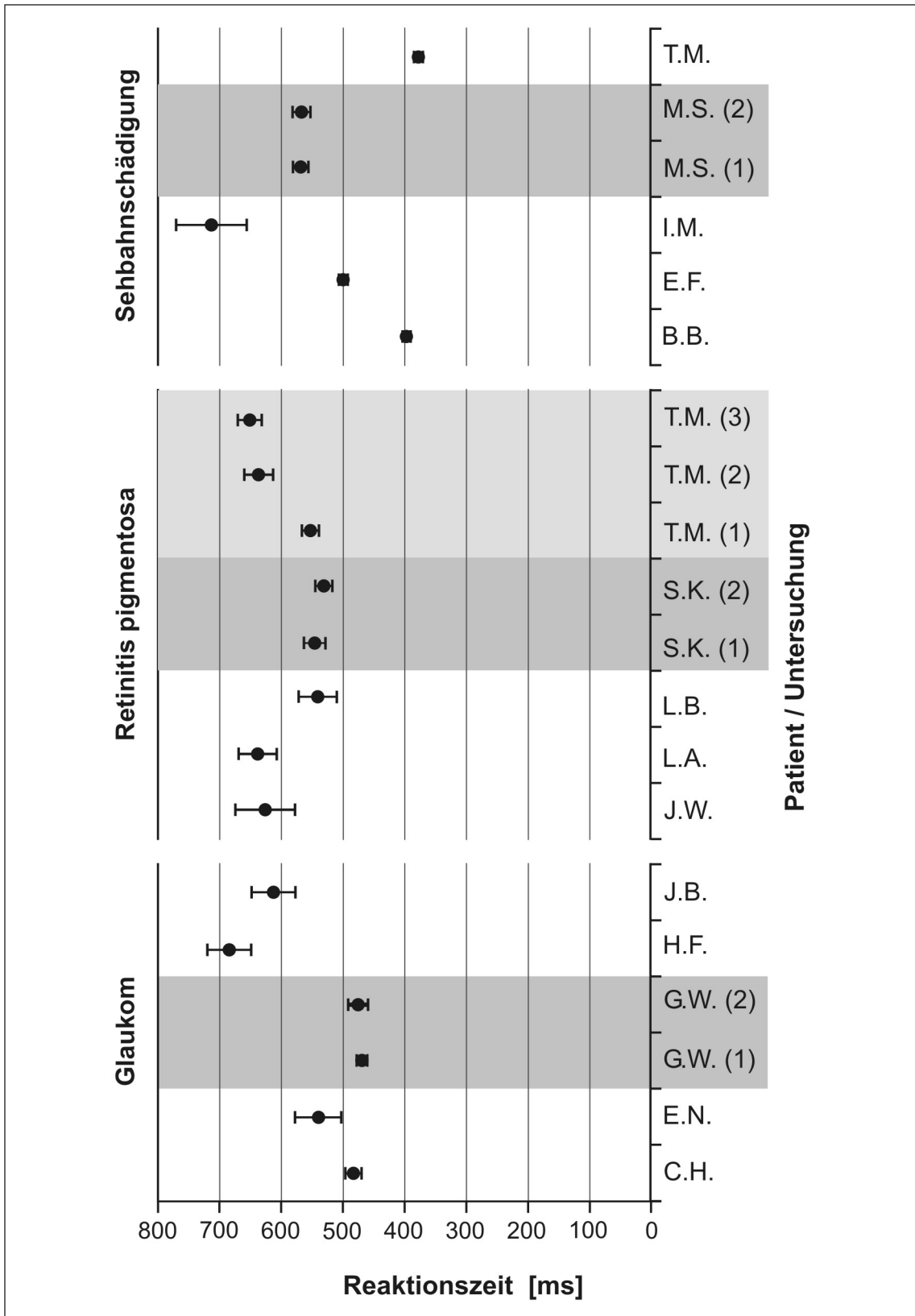


Abbildung 3.12: Mittlere Reaktionszeiten (Punkt) und Standardabweichungen (Strich nach oben und unten) aufgeschlüsselt pro Patient und Untersuchung. Zur besseren Übersichtlichkeit wurden mehrere Untersuchungen desselben Patienten mit einem grauen Kasten hinterlegt.

Bemerkenswert ist das Ergebnis der Patientin T.M. aus der Gruppe der Patienten mit Retinitis pigmentosa. Diese Patientin wurde insgesamt drei Mal untersucht, einmal im Abstand von einer Woche [T.M.(1) zu T.M.(2) bzw. T.M.(3)] sowie im Abstand von einer Stunde [T.M.(2) zu T.M.(3)]. In den Untersuchungen, die am gleichen Tag in relativ kurzem Abstand voneinander stattfanden, sind die mittleren Reaktionszeiten mit 640 ms bzw. 655 ms ungefähr gleich. Die leicht erhöhte mittlere RT der zweiten Untersuchung ist eventuell ein Zeichen der nachlassenden Vigilanz der Patientin. Die Untersuchung, die eine Woche vorher stattfand, zeigt jedoch mit einer mittleren RT von 556 ms einen deutlichen Unterschied. Hieraus geht noch einmal klar die Wichtigkeit der bei jeder Untersuchung neu zu ermittelnden individuellen mittleren RT hervor, da diese auch starken intraindividuellen (Tagesform-)Schwankungen unterliegen kann.

Bei den übrigen mehrfach untersuchten Patienten (G.W., Gruppe „Glaukom“, S.K., Gruppe „Retinitis pigmentosa“ und M.S., Gruppe „Sehbahnschädigung“) fanden sich zwischen den einzelnen Untersuchungsergebnissen nur geringe Unterschiede zwischen den jeweiligen mittleren RT (siehe Abbildung 3.12). Alle diese Folgeuntersuchungen fanden am gleichen Tag im Abstand von etwa einer Stunde statt.

3.2.2 Auswertung der Fangfragen bei den automat. statischen Untersuchungen

Die Tabelle 3.1 zeigt eine Übersicht der gestellten Fangfragen zur Kontrolle auf falsch-positive Antworten bei den jeweiligen statischen Untersuchungen bezogen auf die einzelnen Patienten. Bei jeder automatisierten statischen Untersuchung wurden 2-5% Fangfragen zur Überprüfung falsch-positiver Antworten gestellt. Hierbei wurde nur ein Ton, jedoch kein Stimulus präsentiert. Vor jeder statischen Untersuchung wurden die Patienten dezidiert darauf hingewiesen, dass die Methode so konzipiert ist, dass sie etwa die Hälfte der statischen Stimuli nicht wahrnehmen können. Eine Antwort mittels Drucktaster solle nur dann er-

folgen, wenn sich die Patienten sicher seien, einen Stimulus gesehen zu haben. Diese Fangfragen wurden randomisiert in die Untersuchungen eingestreut.

Auffallend ist der nur sehr geringe Anteil falsch-positiver Antworten: nur in einer von insgesamt 20 Untersuchungen wurden 2 von 25 Fangfragen falsch-positiv beantwortet (entspricht 8%), in allen anderen Untersuchungen lag diese Quote bei 0%.

Auch bei relativ langen statischen Untersuchungen, wie z.B. bei Patientin T.M. aus der Gruppe der RP-Patienten (Dauer der einzelnen statischen Untersuchungen zwischen 24 und 33 Minuten inklusive mehrerer kleiner Pausen), blieb diese Zuverlässigkeit der Antworten erhalten.

Diese Ergebnisse zeigen insgesamt eine hohe Reliabilität der Patientenantworten während der Untersuchungen für die präsentierten, allerdings deutlich überschwelligen Stimuluscharakteristika.

4. Diskussion

4.1.1 Untersuchungsparameter

4.1.2 Untersuchungsmonitor

Der bei dieser Studie als Untersuchungsmonitor verwendete BARCO-Echtfarbenmonitor mit einer Bilddiagonalen von 21 Zoll (50 cm) bietet gegenüber der Benutzung eines Kuppelperimeters einige Vorteile. Bei einem herkömmlichen Projektionsperimeter erfolgt die Stimuluspräsentation üblicherweise über eine aufwendige Spiegelmechanik oder über fest installierte Leuchtelemente. Hierdurch ist auch die schon unter 1.1.2.1 genannte Einschränkung in der Darbietungsmöglichkeit kinetischer Stimuli bedingt, nämlich dass z.B. aufgrund der Mechanik nicht jede beliebige Bewegungsrichtung darstellbar ist bzw. Verzerrungen des Stimulus auftreten können. Da jedoch der freien Lokalisierbarkeit der Vektoren entlang der Skotomgrenze eine elementare Bedeutung zukommt, ist dies für die Durchführbarkeit der hier vorgestellten Methode eine unabdingbare Voraussetzung. Des Weiteren führt die Stimulusdarbietung eines Projektionsperimeters durch die Mechanik bedingt zu zusätzlichen Begleitgeräuschen, die einerseits indirekt auch die Stimulusdarbietung ankündigen und andererseits die Konzentration des Patienten stören. Im Tübinger Computer Campimeter (TCC) existieren diese genannten Störfaktoren nicht.

Die Größe des Untersuchungsmonitors von 21 Zoll begrenzt allerdings den untersuchbaren Bereich des Gesichtsfeldes bei einem Auge-Monitor-Abstand von 30 cm auf etwa 34° in der horizontalen und 25° in der vertikalen Ausdehnung (jeweils bezogen auf das Gesichtsfeldzentrum). Damit liegt das TCC ungefähr im Bereich anderer gebräuchlicher Campimeter: Mit dem „Henson-Central-Field-Analyzer 3000“ kann ein Gesichtsfeldbereich bis maximal 25° untersucht werden (Lachenmayr 1992; Weber 1993), mit dem von Gonzales de la Rosa entwickelten Campimeter „Hipocampus“ ein Gesichtsfeldbereich von maximal 30° in der horizontalen und 20° in der vertikalen (Rosa 1990).

Der untersuchbare Bereich kann beim TCC durch Verschieben der Fixationsmarke und der Kopfhaltung bezogen auf eine Gesichtsfeldhälfte entsprechend vergrößert werden. Dadurch können theoretisch auch weiter peripher gelegene Gesichtsfeldareale untersucht werden. Würde man dies jedoch für alle vier Quadranten tun wollen, wäre das Vorgehen sehr mühsam und die Untersuchungsdauer würde zu- sowie die Effektivität in gleichem Maße abnehmen.

Ein nicht zu vernachlässigender Effekt bei Untersuchungen an einem Campimeter liegt allerdings in der Verzerrung der visuellen Wahrnehmung, die durch die Abbildung eines ebenen Stimulus auf der annähernd halbkugelförmigen Netzhaut zustande kommt. Diese perspektivische Verzerrung nimmt mit zunehmender Entfernung vom Zentrum zu. Bei einem Kuppelperimeter kommt es nicht zu diesem Effekt, da die Form dieser Geräte ja gerade deshalb so gewählt wurde, um dies zu verhindern (Lachenmayr 1992; Flammer 1993). Des Weiteren kommt es bei kampimetrischen Untersuchungen durch die ungleiche Entfernung der Bildpunkte des Stimulus auf dem Monitor zur Netzhaut zu einer Ungleichverteilung der Leuchtdichte auf der Retina. Vergrößert wird dieser Effekt zusätzlich noch durch die Verwendung eines Korrektionsglases, durch das vor allem im Randbereich die Verzerrung und Streuung der Objektpunkte noch verstärkt wird (Lachenmayr 1992).

Zusätzlich gibt es bei Darstellungen auf Computermonitoren prinzipiell das Problem der inhomogenen Verteilung der Leuchtdichten über der Bildschirmfläche (Mutlukan 1993; Dietrich 1996). Diese Schwankungen betragen in einer Studie von 1993 laut Mutlukan bis zu 17%. Noch größere Schwankungen konnten Dietrich et al. 1996 nachweisen. Hier betrug die Differenz der maximalen und minimalen Leuchtdichtewerte zwischen den verschiedenen Testlokalisationen bis zu 50%! Damit können Stimuli mit angeblich gleicher Leuchtdichte je nach Lokalisation erhebliche Unterschiede aufweisen und damit die Untersuchungsergebnisse deutlich beeinflussen. Dietrich et al. entwickelten daher für das hier benutzte TCC ein Kalibrationsprogramm, welches die Leuchtdichteverteilung über den gesamten Monitor optimiert. Somit liegen die auftretenden Schwankungen in einem Bereich von unter 10%.

4.1.3 Hintergrundleuchtdichte

Die hier verwendete Hintergrundleuchtdichte betrug in allen Untersuchungsteilen 10 cd/m^2 (31,5 asb). Diese Leuchtdichte wurde schon 1945 von Goldmann genutzt, als er sein neues Perimeter erstmals vorstellte (Goldmann 1945a). 1978 wurde dieser Wert auch von der International Perimetric Society als Standardwert der Hintergrundbeleuchtung für klinische perimetrische Untersuchungen empfohlen (Enoch 1978), bezugnehmend auf das Weber'sche Gesetz. Dieses besagt, dass der für den Schwellenreiz notwendige Leuchtdichteunterschied ΔL linear mit der Hintergrundleuchtdichte L ansteigt (Fankhauser 1960; Aulhorn 1966; Lachenmayr 1992). Mit der hier verwendeten Hintergrundleuchtdichte wird definitiv im photopischen Bereich gemessen und somit spezifisch *ein* Rezeptorsystem getestet, nämlich die Zapfen der Retina. Diese Hintergrundbeleuchtung hat außerdem den Vorteil, dass ein Patient, der üblicherweise aus einem hellen Raum kommt, nur wenig Zeit benötigt, auf die Hintergrundleuchtdichte zu adaptieren. Des Weiteren ist sie weniger empfindlich gegenüber Schwankungen oder Änderungen der Lichtquelle und die Untersuchungsbefunde sind weniger abhängig von Variationen der Pupillengröße (Enoch 1978; Heur 1985; Klewin 1986; Allergan 1987; Flammer 1993). Die meisten der heute üblichen Perimeter verwenden daher auch diesen Goldmann-Standard, so z.B. der Humphrey Field Analyzer, das Tübinger Automatik Perimeter und natürlich das GOLDMANN-Perimeter selbst.

4.1.4 Stimuluscharakteristika

4.1.4.1 Stimulusintensität

Die Stimulusintensität in dieser Studie betrug bei allen sowohl kinetischen als auch statischen Untersuchungen 110 cd/m^2 (entsprechend der Goldmann-Marke 3e; siehe auch Tabelle 1.1). Aus technischen Gründen (begrenzter Monitor-Leuchtdichte-Dynamikbereich) wird somit die als Gutachten relevante Stimulusleuchtdichte von 320 cd/m^2 (entsprechend der Goldmann-Marke 4e) leider nicht erreicht. Demnach wird bei ebenfalls nur einer verwendeten Reizgröße im kinetischen Teil nur eine Isoptere untersucht (Goldmann-Marke III/3e) (Schiefer 1995). Genau genommen wird allerdings nur die Skotomgrenze für diese Marke ermittelt, da die Norm-Isoptere bei Gesunden außerhalb des untersuchbaren Bereichs des TCC bei zentraler Fixation (siehe oben) liegt.

Die Untersuchung im statischen Teil findet mit derselben Marke statt. Damit wird im eigentlichen Sinn nicht mit einer üblichen Strategie (siehe auch 1.1.2.2) untersucht, sondern nur geprüft, ob der Stimulus wahrgenommen wird oder nicht. Das Leuchtdichte-Niveau ist so gewählt, da bei diesen Stimuluseigenschaften die Intensität im untersuchten, zentralen Gesichtsfeldbereich sicher überschwellig ist und damit in gesunden Arealen sofort wahrgenommen werden kann. Bei den Gesichtsfeldausfällen der in dieser Studie eingeschlossenen Patienten liegen aber aufgrund der verursachenden Erkrankungen vor allem absolute Ausfälle mit einem für die sowohl statisch als auch kinetisch ermittelte Skotomgrenze relativ steil anzunehmenden Übergang vom nicht-sehenden in den sehenden Bereich vor. Mit den hier gewählten Stimuluscharakteristika lassen sich somit relative Gesichtsfeldausfälle nicht untersuchen.

Auf eine Untersuchung mit zusätzlichen Stimuli im kinetischen Teil zur Festlegung weiterer Isopteren und eine schwellenbestimmende Strategie im statischen Teil wurde verzichtet, um die Untersuchungsdauer nicht zu groß werden zu lassen und damit die Vigilanz des Patienten zu überfordern.

4.1.4.2 Stimulusgröße

Auch bei der Stimulusgröße orientieren sich heute ebenfalls noch viele Geräte an den 1945 von Goldmann eingeführten Stimuluscharakteristika (Goldmann 1945b). Das GOLDMANN-Perimeter bietet fünf unterschiedliche Reizgrößen an, wobei sich der „Durchmesser“ der Marken jeweils zur nächsten Größe verdoppelt. Dieser Wert beträgt bei der Marke I 0,56 mm ($= 6,5' = 0,11^\circ$), bei der Marke V dementsprechend 9,03 mm ($= 103,4' = 1,72^\circ$), immer bezogen auf einen Kuppelradius von 30 cm (siehe auch Tabelle 1.1). Es gilt zu beachten, dass mit zunehmender Stimulusgröße die Beeinträchtigung durch Abbildungsunschärfe abnimmt (Bair 1940; Heuer 1987). Dies bedeutet, dass der Einfluss von Refraktionsfehlern, z.B. einem nicht komplett ausgeglichenem Astigmatismus oder Trübungen der brechenden Medien, sich bei größeren Marken in geringerem Maß auswirkt. Andererseits nehmen mit der Markengröße auch räumliche Summationseffekte zu, was wiederum zu einer verminderten örtlichen Auflösung führt (Flammer 1993).

In der klinischen Routine sind Reizmarken der Größe III (entspricht 2,26 mm = $25,9' = 0,43^\circ$) die standardmäßig eingesetzten und auch vom Gesetzgeber als gutachtenrelevant angegebenen Stimuli (Weber 1993). Diese Größe hat sich bei fast allen (automatischen) Perimetern durchgesetzt und somit beziehen sich die meisten gerätespezifischen Normwertangaben auch auf diese Größe (Flammer 1993). Aus Vergleichbarkeitsgründen wird in dieser Studie daher mit Reizmarken der Größe III getestet.

4.1.4.3 Winkelgeschwindigkeit (kinetische Stimuli)

Alle automatisiert-kinetisch dargebotenen Stimuli werden in dieser Studie mit einer konstanten Winkelgeschwindigkeit von $2^\circ/s$ bewegt (Ausnahme: die Untersuchung der Patientin T.M aus der Gruppe der RP-Patienten, die aufgrund des erhöhten Monitor-Augen-Abstandes von 50 cm mit einer Winkelgeschwindigkeit von $1,2^\circ/s$ untersucht wurde). Goldmann beschreibt in seiner Arbeit über die manuelle kinetische Perimetrie von 1945, dass mit einer Winkelgeschwindigkeit von $5^\circ/s$ nicht nur das größte Gesichtsfeld gemessen werden kann, son-

dem auch die geringste Schwankungsbreite der Patientenantworten auftritt (Goldmann 1945b). Fankhauser empfiehlt für manuell-kinetische Untersuchungen sogar eine Winkelgeschwindigkeit von nur $2^\circ/\text{s}$, wobei sein Hauptargument hierfür eine Reduktion des reaktionszeitbedingten Fehlers ist (Fankhauser 1969). Parrish et al. untersuchten in einer Studie die Reproduzierbarkeit der kinetischen Perimetrie, wobei sie je nach Exzentrizität unterschiedliche Geschwindigkeiten verwendeten: $2^\circ/\text{s}$ innerhalb der zentralen 10° Exzentrizität, $2\text{-}5^\circ/\text{s}$ zwischen $10\text{-}40^\circ$ Exzentrizität und $5^\circ/\text{s}$ jenseits von 40° Exzentrizität. Sie fanden hierbei Standardabweichungen von $2,6\text{-}5,5^\circ$ für die untersuchten Marken I2 und I4 (Parrish 1984). Johnson und Keltner fanden in einer allerdings nur drei Personen umfassenden Studie, dass die höchste Effektivität im Bereich einer Winkelgeschwindigkeit von $4^\circ/\text{s}$ liegt, höhere Winkelgeschwindigkeiten erbrachten nur eine minimale Erhöhung der Effektivität und führten zu kleineren Isopteren, v.a. bei den Marken I1 und I2 (Johnson 1987b). Wabbels und Kolling untersuchten augengesunde Normpersonen mit Prüfungsgeschwindigkeiten von $1\text{-}7^\circ/\text{s}$. Hierbei zeigte sie für die Lage der Isopteren der Marken III4 und I4 keine wesentliche Geschwindigkeitsabhängigkeit, bei den lichtschwächeren Marken I2 und I1 fanden sich jedoch mit zunehmender Geschwindigkeit kleinere Isopteren. Zusätzlich kam es zu einem Anstieg der Streubreite ab einer Winkelgeschwindigkeit von $4^\circ/\text{s}$ (Wabbels 2001), vergleichbar mit den Ergebnissen der Untersuchungen von Parrish et al. (s. oben) (Parrish 1984). Letztendlich lässt sich im Moment noch keine gesicherte Aussage über die ideale Untersuchungsgeschwindigkeit machen, weshalb auch die International Perimetric Society hierzu keine Empfehlung gibt (Enoch 1978). Es wird jedoch deutlich betont, dass einer konstanten Geschwindigkeit bei der Stimulusdarbietung die größte Bedeutung beizumessen ist.

Eventuell ist die hier gewählte Geschwindigkeit von $2^\circ/\text{s}$ noch zu gering und mit zunehmender Winkelgeschwindigkeit nimmt – bei beibehaltener Reaktionszeitkorrektur – auch die stato-kinetische Dissoziation zu (ffytche 1995; Weiskrantz 1995). Dies muss jedoch erst mit weiteren Studien untersucht werden.

4.1.4.4 Präsentationsdauer (statische Stimuli)

Die Präsentationsdauer der statischen Stimuli beträgt 200 ms. Diese Zeitspanne wurde aus zwei Überlegungen heraus gewählt:

Visuelle Stimuli kurzer Zeitdauer (< 100 ms) werden vom visuellen System mit einer zeitliche Summation verarbeitet, wobei sich Reizstärke und Reizdauer umgekehrt proportional zueinander verhalten. Dies bedeutet, dass die subjektive Helligkeitsempfindung umso stärker ist, je kürzer ein Stimulus dargeboten wird (Bloch'sches Gesetz) (Lachenmayr 1992). Dies gilt allerdings nur für eine Dauer bis etwa 100 ms, danach ist die subjektive Helligkeitsempfindung unabhängig von der Zeit und direkt proportional zur Reizstärke.

Übersteigt die Präsentationszeit 200-250 ms, so wird damit die Latenzzeit für kurze sakkadische Augenbewegungen überschritten (Enoch 1978; Weber 1993). Dadurch kommt es zu Fixationsschwankungen und daraus resultierend zu Fehlern bzw. Ungenauigkeiten bei der Bestimmung der Skotomgrenzen.

Insgesamt bedeutet dies, dass die optimale Zeitdauer der Stimuluspräsentation bei der statischen Perimetrie zwischen 100 und 200 ms liegt.

4.2 Patientenabhängige Parameter

4.2.1 Gütekriterien und Qualitätskontrollen

Zu den erwähnten methodenbedingten Einflussfaktoren auf die perimetrische Untersuchung gesellen sich noch patientenbezogene Einflussfaktoren, die in nicht unerheblichem Maß die Untersuchung beeinflussen. In letztere Gruppe gehören vor allem Fixationsstabilität, Pupillengröße, Refraktion, aber auch psychologische Faktoren wie Vigilanz und Compliance. Jeder dieser Faktoren hat Einfluss auf den Untersuchungsbefund und Auswirkungen auf die Reliabilität und Validität. Da diese Faktoren jedoch nicht unmittelbar zugänglich sind, wurden einige „indirekte“ Messverfahren integriert, um Informationen über die o.g.

Größen während der Untersuchung zu erhalten. Hierzu gehören die Fixationskontrolle, die Messung der Reaktionszeit während der kinetischen Untersuchung sowie das Stellen von Fangfragen für falsch-positive Antworten während der statischen Untersuchung.

4.2.1.1 Fixationskontrolle

Um zuverlässige perimetrische Daten zu erhalten, ist eine Kontrolle der Fixation des Patienten unumgänglich. Praktisch alle modernen Kuppelperimeter (u.a. auch das OCTOPUS 101-Perimeter, siehe auch Kapitel 4.3.1) überwachen das Auge bzw. die Fixation mittels einer IR-Kamera. Das kontinuierlich aufgezeichnete Bild wird auf einen Monitor übertragen und erlaubt die Beobachtung der Fixation sowie die Bestimmung des aktuellen Pupillendurchmessers. Bei Fixationsverlusten oder bei Augenschluss unterbricht der Steuer-Computer des OCTOPUS 101-Perimeters automatisch die Stimuluspräsentation und wiederholt sie später (Flammer 1993; Weber 1993).

Beim Tübinger Computer Campimeter werden dem Patienten vier rote, rautenförmige Punkte mit einer Exzentrizität von jeweils 1° konstant auf dem Untersuchungsmonitor dargeboten. Der Patient wird angewiesen, während der ganzen Untersuchung auf die gedachte Mitte zwischen diesen vier Punkten zu schauen. Diese Fixation wird mit einer IR-Kamera kontinuierlich registriert und die Pupillenlokalisationen in X/Y-Koordinaten umgewandelt und gespeichert, so dass die Daten auch nach der Untersuchung – zeitcodiert – für eine exakte Auswertung der Augenbewegungen zur Verfügung stehen. Die Stimuluspräsentation wird bei Fixationsverlust jedoch nicht automatisch unterbrochen, daher ist die Beobachtung des Fixationsverhaltens des Patienten während der Untersuchung durch den Untersucher erforderlich.

Die Fixation bleibt jedoch zunächst auch dadurch stabiler, dass der Patient nicht weiß, an welchem Ort der nächste Stimulus präsentiert wird (Heijl 1975). Die Patienten wurden zudem vor Beginn der statischen Untersuchung ausdrücklich darauf hingewiesen, dass etwa die Hälfte der Prüfpunkte im Skotombereich dargeboten wird und somit für den Patienten nicht wahrnehmbar sind.

Dadurch sollte verhindert werden, dass der Patient bei einem Zeitraum von mehreren Sekunden ohne Stimuluswahrnehmung die Fixation aufgibt und beginnt, auf dem Monitor umherzuschauen.

Während der gesamten Untersuchung überwachte der Untersucher die Fixation des Patienten und korrigierte eine eventuell unzureichende Fixation durch Nachjustieren der Kinnstütze bzw. wies den Patienten verbal darauf hin. Durch dieses subjektive Patientenmonitoring kann der Untersucher auch einen gewissen Eindruck über die Verlässlichkeit der perimetrischen Resultate gewinnen (Flammer 1993). Insgesamt hatten alle in dieser Studie untersuchten Patienten einschlägige Perimetrieerfahrungen, Korrekturen waren nur in Ausnahmefällen notwendig.

4.2.1.2 Pupillenweite

Die Wahrnehmbarkeit eines Stimulus hängt von dem Kontrast zwischen dem Stimulus selbst und der Hintergrundleuchtdichte ab (Weber'sches Gesetz; siehe auch Kapitel 4.1.2). Die Beziehung dieser beiden Parameter ist unter photopischen Bedingungen konstant (Fankhauser 1960; Aulhorn 1966; Lachenmayr 1992). Bei einem Pupillendurchmesser zwischen 2 und 6 mm bleibt die Wahrnehmbarkeit eines Stimulus gleich, wenn die Leuchtdichte sowohl des Stimulus als auch des Hintergrunds proportional zueinander variiert werden (Greve 1973; Lindenmuth 1989). Die Pupillenweite hat einen bedeutenden Einfluss auf das Ergebnis jeder perimetrischen Untersuchung: Sie reguliert den Lichteinfall auf die Netzhaut und beeinflusst somit auch die Lichtunterschiedsempfindlichkeit (LUE). Je niedriger die Netzhautbeleuchtungsstärke, umso niedriger ist auch die Lichtunterschiedsempfindlichkeit (Lachenmayr 1992). Dies bedeutet, dass es bei Patienten mit sehr kleiner Pupillenweite (z.B. durch Medikamente) zu deutlich abweichenden Untersuchungsergebnissen kommen kann. Die Pupillenweite sollte bei perimetrischen Untersuchungen einen Durchmesser von zwei Millimetern nicht unterschreiten, da durch den verringerten Lichteinfall ansonsten die Messung – bezogen auf die tatsächliche Netzhaut-Leuchtdichte – nicht mehr im photopischen, sondern im skotopischen Bereich stattfindet

(Lindenmuth 1989). Unter diesen Bedingungen ist jedoch – wie bereits weiter oben erwähnt – das Weber'sche Gesetz nicht mehr gültig. In einer Studie mit Patienten, deren Pupillen mit Pilocarpin künstlich verengt wurden, fand McCluskey bei manuell-kinetischen Untersuchungen mit dem GOLDMANN-Perimeter signifikante Verkleinerungen der Isopteren-Fläche (McCluskey 1986). Einen vergleichbaren Effekt konnten Mikelberg et al., Lindenmuth et al. sowie Gleissner und Lachenmayr für statische Untersuchungen mit dem Humphrey Field Analyzer nachweisen. Hierbei zeigte sich, dass eine Änderung der Pupillenfläche zu einer proportionalen Änderung der mittleren Empfindlichkeit führt (Mikelberg 1987; Lindenmuth 1989; Gleissner 1992).

Auf dem Monitor der Fixationskontrolle am TCC kann gleichzeitig auch der Pupillendurchmesser vom Untersucher abgelesen und damit überprüft werden. Bei der neuro-ophthalmologischen Untersuchung jedes Patienten wurde u.a. auch die aktuelle Medikation abgefragt, so dass ein Einfluss von dieser Seite ausgeschlossen werden konnte. Während der Untersuchungen wurde darauf geachtet, dass die Pupille des untersuchten Patienten den kritischen Durchmesser von 2 mm nicht unterschritt.

4.2.1.3 Refraktion

Ein adäquater Refraktionsausgleich ist bei perimetrischen Untersuchungen unerlässlich, da es sonst zu Messfehlern kommen kann: Hierbei kann es zum Beispiel zu einer generalisierten Empfindlichkeitsreduktion wie bei einem diffusen Schaden kommen (Lachenmayr 1992). Bereits eine Fehlrefraktion von 1 dpt führt zu einer Verringerung der Unterschiedsempfindlichkeit im zentralen Gesichtsfeld von ca. 3 dB (Lachenmayr 1992). Daher wurde bei jedem Patienten zum aktuellen Untersuchungstermin Sehschärfe und Refraktion bestimmt und dann letztere für den Untersuchungsabstand von 30 cm mit entsprechenden Schmalrandgläsern korrigiert. Ein Astigmatismus wurde ab ± 1 dpt cyl korrigiert. Ein Presbyopie-Ausgleich erfolgte nach folgender Faustregel (Schiefer 1995):

- 35.-50. Lebensjahr → add. + 1dpt sph

- 50.-60. Lebensjahr → add + 2 dpt sph
- > 60. Lebensjahr → add + 3 dpt sph

4.2.1.4 Reaktionszeitkorrektur (kinetische Untersuchung)

Die Reaktionszeit eines Patienten ist als diejenige Zeitspanne definiert, die zwischen der Wahrnehmung eines Stimulus durch den Patienten und dem Betätigen des Drucktasters vergeht (Teichner 1954). Da sich der Stimulus während dieser Reaktionszeitspanne weiterbewegt, der Patient ihn allerdings schon wahrgenommen hat, entsteht hierdurch ein systematischer Fehler mit einer Verschiebung der „wahren“ Skotomgrenze in Stimuluslaufrichtung. Durch die Ermittlung der individuellen Reaktionszeit und die automatische Korrektur der kinetischen Schwellen wurde dieser Fehler kompensiert.

Wie bereits in Kapitel 2.5.1.2 erwähnt, konnte in Untersuchungen an augengesunden Normalpersonen gezeigt werden, dass das Individuum einen erheblich größeren Einfluss auf die Reaktionszeit hat als beispielsweise Stimulusleuchtdichte, -exzentrizität, -ausrichtung und Anzahl der Darbietungen (Ermüdung) (Schiefer 1999; Schiller 1999; Schiefer 2001c; Schiefer 2001d). Die letztgenannten Parameter haben zwar auch einen signifikanten, jedoch vergleichsweise kleinen Einfluss auf die Reaktionszeit innerhalb des 30°-Gesichtsfeldes (Schiefer 2001d). Die Reaktionszeit ändert sich nur wenig im Altersbereich von 15 bis 60 Jahren, darunter existiert jedoch eine deutliche, darüber eine moderate Erhöhung (Bellis 1933).

Die Reaktionszeit auf visuelle Reize beträgt unter optimalen Bedingungen etwa 180 ms (Teichner 1954; Woodworth 1954). Wall et al. fanden 1996 in einer Studie mit Glaukom-Patienten und Normalpersonen mittlere Reaktionszeiten zwischen 435 und 680 ms auf statische Perimetriereize. Sie fanden eine leicht verlängerte Reaktionszeit bei Patienten mit leichtem Glaukomschaden, wenn mit einem deutlich überschwelligen Stimulus gereizt wurde (Wall 1996). In der bereits oben erwähnten Studie von 2001 mit bewegten Prüfreizen bei 12 jungen, augengesunden Probanden lagen die von Schiefer et al. ermittelten mittleren

Reaktionszeiten zwischen 305 und 454 ms und damit ebenfalls über den von Teichner und Woodworth genannten mittleren Werten (Schiefer 2001d).

In der hier vorliegenden Studie schwankten die individuellen mittleren Reaktionszeiten zwischen 384 und 715 ms (siehe Abbildung 3.12), was somit in etwa im Bereich der Werte von Wall et al. und Schiefer et al. entspricht (Wall 1996; Schiefer 2001d). Aus den vorliegenden Ergebnissen wird die Bedeutung der Erfassung der individuellen Reaktionszeit sowie die davon abhängige Korrektur der Messergebnisse verdeutlicht. Zusätzlich weisen auch die Befunde der mehrfach an zwei verschiedenen Tagen untersuchten Patientin T.M. (siehe Abbildung 3.12) darauf hin, dass es auch zu erheblichen intraindividuellen Schwankungen zwischen Untersuchungen an verschiedenen Tagen kommen kann.

4.2.1.5 Fangfragen (statische Untersuchung)

Zur weiteren Qualitätskontrolle wurden bei der statischen Untersuchung 3-5% Fangfragen zur Kontrolle falsch-positiver Antworten eingestreut. Hierbei wurde lediglich das den Stimulus gewöhnlich begleitende Geräusch (acoustic cueing, siehe auch Kapitel 2.2.4.2), nicht jedoch der Stimulus dargeboten. Die Untersuchungsergebnisse zeigen eine außerordentlich niedrige Rate falsch-positiver Antworten (siehe auch Kapitel 3.2.2 und Tabelle 3.1). Lediglich in einer Untersuchung wurden 2 von 25 Fangfragen falsch-positiv beantwortet (entspricht 8%), in allen anderen Untersuchungen lag diese Quote bei 0%!

Trotz der deutlichen schiefen Verteilung der Werte zur niedrigen Fehlerquote hin und der damit durch den Mittelwert eigentlich nur unzureichend wiedergegebenen Fehlerquote (Altmann 1994; Lange 2001), sei hier zur Vergleichbarkeit mit anderen Studien auch der Mittelwert angegeben. Dieser liegt mit 0,4% im Vergleich mit anderen Untersuchungen teilweise deutlich niedriger. In Tabelle 4.1 ist eine Übersicht über die Mittelwerte und – so weit vorhanden – Mediane verschiedener Studien mit Testung falsch-positiver Antworten wiedergegeben.

Tabelle 4.1: Vergleich der falsch-positiven Fangfragen der vorliegenden Arbeit mit anderen Studien. kA = keine Angaben; TCC = Tübinger Computer Campimeter; HFA = Humphrey Field Analyzer. ¹(Bickler-Bluth 1989), ²(Nelson-Quigg 1989), ³(Reynolds 1990), ⁴(Zulauf 1992), ⁵(Johnson 1993), ⁶(Johnson 1993), ⁷(Johnson 1997), ⁸(Wabbels 1999b).

Studie	Untersuchungseinheit	Pathologie	Median	Mittelwert (%)	Min (%)	Max (%)
Bickler-Bluth et al. ¹ 1989	HFA	okuläre Hypertension	kA	4,1	kA	kA
Nelson-Quigg et al. ² 1989	HFA	okuläre Hypertension	kA	5,2	kA	kA
Nelson-Quigg et al. ² 1989	HFA	frühes Glaukom	kA	2,7	kA	kA
Reynolds et al. ³ 1990	HFA	Glaukom	kA	5,2	0	91
Zulauf et al. ⁴ 1992	Octopus 201	gemischt	3	4	0	42
Johnson et al. ⁵ 1993	HFA	gemischt	kA	2,4	kA	kA
Johnson und Nelson-Quigg ⁶ 1997	HFA	okuläre Hypertension	kA	5,5	kA	kA
Johnson und Nelson-Quigg ⁶ 1997	HFA	frühes Glaukom	kA	2	kA	kA
Johnson et al. ⁷ 1997	HFA	okuläre Hypertension	0	2,1	0	30
Johnson et al. ⁷ 1997	HFA	frühes Glaukom	0	3	0	35
Johnson et al. ⁷ 1997	HFA	mittl. Glaukom	0	1,8	0	21
Wabbels und Schiefer ⁸ 1999	TCC	Normpersonen	4,3	5,3	0	23,1
Schiller aktuelle Studie	TCC	Glaukom	0	1,3	0	8
Schiller aktuelle Studie	TCC	Retinitis pigmentosa	0	0	0	0
Schiller aktuelle Studie	TCC	Sehbahnläsion	0	0	0	0

Eine Erklärung für die äußerst geringe Fehlerquote in dieser Studie bei der Testung auf falsch-positive Antworten ist möglicherweise die deutliche Überschwelligkeit der dargebotenen statischen Stimuli, so dass sich die Patienten sehr sicher waren, ob sie einen Stimulus wahrgenommen haben oder nicht. Außerdem wurde der Patient – wie schon oben erwähnt – ausdrücklich darauf hingewiesen, dass er etwa die Hälfte der Prüfpunkte nicht sehen wird, so dass er auf diese Situation vorbereitet war. Des Weiteren wurden Stimuli nicht wie bei einer üblichen statischen Untersuchung im gesamten Gesichtsfeld dargeboten, sondern nur entlang der Skotomgrenze (siehe auch Kapitel 2.2.3.3). Damit besteht eine Konzentration auf einen bestimmten Teil des Gesichtsfeldes, was zu einer weiteren Sicherheit bezüglich der Wahrnehmung bzw. Nicht-Wahrnehmung eines Stimulus geführt haben dürfte.

Wie schon A.J. Vingrys und S. Demirel 1998 ausdrücklich betonen, stellen Fangfragen exakte, jedoch unpräzise Messungen des wahren Niveaus der Fehlerquote dar. Hierbei verstehen sie unter der Exaktheit die absolute Differenz zwischen Mittelwert der aktuellen Patienten-Untersuchung und dem Mittelwert aller Patienten. Die Präzision beschreibt in diesem Zusammenhang die Streuungsweite bei multiplem Testen (Vingrys 1998). Diese mangelnde Präzision ist jedoch von stochastischer Natur und basiert auf der geringen Rate an Fangfragen. Sie empfehlen insgesamt 20% falsch-positive und falsch-negative Antworten als Cut-Off-Kriterium zur Identifizierung einer nicht-verwertbaren Untersuchung zu verwenden (Demirel 1995; Vingrys 1998). Keine der Untersuchungen in dieser Studie kommt auch nur annähernd in die Region, so dass die erhobenen Befunde hierbei hinsichtlich dieses Kriteriums als zuverlässig angesehen werden können. Eine Erhöhung der Fangfragen würde entweder zu einem erniedrigten Anteil an Prüfstimuli oder zu einer insgesamt erhöhten Anzahl an Stimuluspräsentationen und damit zu einer erhöhten Untersuchungszeit führen. Eine längere Untersuchungsdauer würde jedoch zur Zunahme anderer Einflüsse auf das Untersuchungsergebnis – z.B. „Fatigue-Effekt“ (siehe Kapitel 4.2.1.7) – führen (Johnson 1987a; Norden 1989; Hudson 1994).

Das Alter der Patienten hat auf die Höhe der falsch-positiven Antworten keinen Einfluss (Wabbels 1999b) und somit dürfte die Altersspanne der Patienten in dieser Studie von 36 bis 76 Jahren hierbei keine Rolle gespielt haben. Des Weiteren konnte bisher auch der Ursache des Gesichtsfeldausfalls kein Einfluss auf die Höhe der falsch-positiven Antworten zugeschrieben werden (Heijl 1987b; Johnson 1997).

Auf das Stellen von Fangfragen für falsch-negative Antworten, also das Präsentieren von Stimuli mit maximaler Leuchtdichte in Arealen, in denen eine gewisse Empfindlichkeit gemessen wurde (Flammer 1993), wurde in dieser Studie ebenfalls aufgrund der deutlichen Überschwelligkeit der nur mit einer Intensität dargebotenen Stimuli verzichtet.

4.2.1.6 Lerneffekt

Nicht selten unterscheiden sich bei Patienten, die zum ersten Mal perimetrisch untersucht werden, die Befunde der Erstuntersuchung von denen einer Wiederholungsuntersuchung. Hierbei findet man initial meist generalisierte Defekte im gesamten Gesichtsfeldbereich, die bei der Nachuntersuchung wieder verschwunden sind. Man spricht dann von einem Lerneffekt (Gloor 1980; Gloor 1981; Wild 1989; Wild 1991; Lachenmayr 1992; Heijl 1996; Konareva-Kostianeva 1998). Über eine Besserung der Untersuchungsbefunde aufgrund der Vertrautheit mit einem Untersuchungsverfahren bei augengesunden Menschen wurde während der ersten (Flammer 1984b) oder den ersten beiden Untersuchungen (Wilensky 1984) berichtet. Dieser Effekt wird jedoch zum Teil durch den „Fatigue“-Effekt (siehe unten) wieder aufgehoben (Brenton 1986; Katz 1986). Wood et al. und Heijl et al. konnten in Kontrolluntersuchungen eine exzentritätsabhängige Zunahme der Sensitivität nachweisen, wobei die Sensitivität mit zunehmender Exzentrität ebenfalls zunahm (Wood 1987; Heijl 1989b; Heijl 1996; Olsson 1997). Gloor et al. und Niles & Trope fanden auch bei Glaukom-Patienten eine Sensitivitäts-Zunahmen von der ersten zur zweiten bzw. dritten perimetrischen Untersuchung (Gloor 1981; Niles 1988). Werner et al. und Lindenmuth et al. konnten diese Beobachtungen in ihren Untersuchun-

gen 1988 bzw. 1989 jedoch nicht bestätigen (Werner 1988; Lindenmuth 1989). Werner et al. berichteten allerdings 1990 in einer Studie mit Patienten mit Verdacht auf Glaukom über eine signifikante Besserung zwischen der ersten und der zweiten Untersuchung. Diese Besserung umfasste die Sensitivität jenseits 20° Exzentrizität, die „short term fluctuation“ (siehe unten) sowie die absoluten und relativen Defekte (Werner 1990). Wild et al. berichteten 1989 nach einer kurzen Trainingsphase ebenfalls über eine deutlichere Zunahme der Sensitivität des peripheren verglichen mit dem zentralen Gesichtsfeld bei Patienten mit okulärer Hypertension bzw. Glaukom (Wild 1989). Dieser Lerneffekt trat bei Wiederholungsuntersuchungen nach 5 bis 15 Monaten nicht mehr auf (Wild 1991). Heijl et al. berichten 1996 über ähnliche Ergebnisse bei ebenfalls Glaukom-Patienten (Heijl 1996).

Insgesamt lässt sich feststellen, dass es bei Normalpersonen und zumindest Patienten mit Glaukom nachgewiesenermaßen einen Lerneffekt gibt. Dieser Lernprozess tritt gewöhnlich zwischen der zweiten und dritten perimetrischen Untersuchung auf, zu weiteren Verbesserungen aufgrund eines Lerneffektes kommt es bei späteren perimetrischen Untersuchungen kaum noch bzw. gar nicht mehr.

Ein Lerneffekt kann in der hier vorliegenden Studie weitgehend minimiert werden, da nur Patienten eingeschlossen wurden, die bereits (zum Teil jahrelange) perimetrische Erfahrung besaßen.

4.2.1.7 „Fatigue“-Effekt

Eine wichtige Rolle spielt auch die Länge der jeweiligen Untersuchung: Der mit zunehmender Untersuchungsdauer auftretende so genannte „Fatigue-Effekt“ wird deutlich in einer abnehmenden Sensitivität und einer zunehmenden „short term fluctuation“ (Variabilität der Schwellen innerhalb ein und derselben Untersuchung; siehe auch Kapitel 4.3.2.3) (Johnson 1987a; Norden 1989). Ein Fatigue-Effekt wurde sowohl bei Glaukom-Patienten (Heijl 1977; Heijl 1983; Langerhorst 1989) als auch bei Patienten mit Erkrankungen des Nervus opticus beschrieben (Wildberger 1988). Dieser Effekt ist in Arealen in Skotomnähe aus-

geprägter und steigt mit zunehmender Exzentrizität sowie zunehmendem Patientenalter weiter an (Heijl 1977; Heijl 1983; Wildberger 1988; Wild 1991; Hudson 1994; Rosa 1997).

Ein Teil dieses „Fatigue“-Effekts kann wohl auch Perioden von Ganzfeld-Blankouts zugeschrieben werden: Hierunter versteht man das Verblässen des Sehens beim Betrachten einer strukturlosen, beleuchteten Fläche. In dieser Studie wurde dieser Effekt durch das Benutzen einer transluzenten Okklusion-Klappe minimiert, welche Fluktuationen durch Ganzfeld-Blankouts reduziert (Bolanowski 1987; Fuhr 1990). Ebenso dürfte der Troxler-Effekt (Troxler 1804), bei dem bei konstanter Fixation ein stabilisiertes Netzhautbild für die bewusste Wahrnehmung verschwindet, einen Einfluss auf Antwort-Variabilität haben (Hudson 1994).

Zihl et al. beschrieben 1977 Schwankungen in der Größe des Gesichtsfeldes bei Patienten mit postretinalen Läsionen in Abhängigkeit von der Tageszeit (Zihl 1977). Ihre Messungen ergaben das größte Gesichtsfeld, also den geringsten Gesichtsfeldausfall, mittags und das kleinste abends. Dieser Effekt kam allerdings nur dann zum Tragen, wenn der Übergang vom sehenden in den nicht-sehenden Bereich relativ flach verlief. Bei Patienten mit abruptem Übergang wurden diese Schwankungen nicht beobachtet (Zihl 1977).

Aufgrund der randomisierten Abfolge der Stimulusdarbietungen sollte ein in dieser Studie eventuell aufgetretener „Fatigue-Effekt“ zumindest nicht zu systematischen Fehlern geführt haben.

4.3 Untersuchungsablauf und -ergebnisse

4.3.1 Kinetische Untersuchung

4.3.1.1 Konventionelle (manuelle) kinetische Perimetrie

Die Stärke und allerdings zugleich auch Schwäche der momentan üblicherweise verwendeten manuellen Perimeter liegt in der Untersucherabhängigkeit: Einerseits ist ein besonders flexibles, strategisches und damit sowohl interaktives als auch patientenschonendes Vorgehen möglich. Andererseits sind Untersucherfehler besonders schwer zu erfassen und zu eliminieren. Die Winkelgeschwindigkeit ist nicht fest vorgegeben und kann beliebig variiert werden. Darüber hinaus wird bislang weder die Reaktionszeit des Patienten noch die des Untersuchers standardisiert erfasst. Diese Antwortlatenz verschiebt jedoch die Skotomgrenze systematisch in Richtung der Stimulus-Bewegungsrichtung. Mit zunehmender Winkelgeschwindigkeit resultiert hieraus folglich auch ein zunehmender Fehler. Zusätzlich sind das als Standardinstrument zur kinetischen Perimetrie eingesetzte GOLDMANN-Perimeter mit seiner „Storchschnabel-artigen Mechanik“ und ähnliche Geräte leider durch eine vergleichbar schlechte örtliche Auflösung im zentralen Gesichtsfeldbereich gekennzeichnet. Außerdem fehlt beim GOLDMANN-Perimeter eine untersucherunabhängige, automatische Kalibrierungsroutine der Hintergrund- und Stimulusleuchtdichte (Goldmann 1945a), so dass es hier bei fehlender sorgfältiger Wartung und ständiger Überprüfung zu systematischen Fehlern der Untersuchung kommen kann.

Die Vorteile der kinetischen gegenüber der statischen Perimetrie sind die frei wählbare Lokalisation der Stimulusdarbietungen und die vom Patienten als angenehmer empfundene Darbietung bewegter Reize. Außerdem kann die Testzeit bei bestimmten Krankheitsbildern gegenüber der statischen Perimetrie erheblich verkürzt werden: Bei Patienten mit großflächigen *absoluten* Ausfällen (z.B. bei Halbseitenausfall), wie sie z.B. bei neurologischen Erkrankungen auftreten, sind vor allem die Skotomgrenzen wichtig. Darauf nehmen jedoch die

üblichen statischen Prüfpunktanordnungen keine Rücksicht und testen auch diagnostisch irrelevante Gesichtsfeldbereiche (zu) ausführlich, was eine unnötig lange Untersuchungszeit bedingt (Schiefer 2001c). Während die *Detektion* von Gesichtsfeldausfällen neurologischer Patienten mit automatischer statischer Perimetrie und manueller kinetischer Perimetrie vergleichbar ist, ist die kinetische Perimetrie bezüglich *Charakterisierung* der Pathologie z.B. bei okzipitalen Läsionen erheblich effizienter als die automatische statische Perimetrie (Wong 2000).

Eine vollständig automatisierte kinetische Gesichtsfelduntersuchung, bei der das Gerät den Gesichtsfelddefekt selbstständig aufspürt, ist mit der momentan zur Verfügung stehenden Technik noch nicht zu realisieren, so dass als Konsequenz die hier beschriebene Methode der semi-automatisierten kinetischen Perimetrie (SKP) entwickelt wurde (Schiefer 2000; Schiefer 2001b; Schiefer 2001c).

4.3.1.2 Automatisierte kinetische Perimetrie

Die bei der manuellen Perimetrie nicht zu verhindernde Untersucherabhängigkeit sowohl bei der konstanten Einhaltung der exakten Winkelgeschwindigkeit als auch bei der „punktgenauen“ und sofortigen Registrierung der Stimuluslokalisierung bei Patientenantwort besteht bei der automatisierten Untersuchung nicht mehr. Der Untersucher muss nun nicht mehr gleichzeitig den Stimulus mit einer möglichst konstanten Winkelgeschwindigkeit führen, das Fixationsverhalten des Patienten registrieren, die Antwortangabe des Patienten dokumentieren und dabei noch die eigene sowie die Reaktionszeit des Patienten berücksichtigen (abschätzen!). Seine Aufgaben beschränken sich während der *automatisierten* Untersuchung auf das Beobachten des Fixationsverhaltens und gegebenenfalls Nachjustierung der Fixation des Patienten sowie auf eine eventuelle Korrektur einzelner falsch positionierter Vektoren. Das korrekte Positionieren der Vektoren ist allerdings (etwas) aufwendiger als das unmittelbar manuelle Anfahren einer Skotom-/Gesichtsfeldgrenze. Die Messung der individuellen Reaktionszeit des Patienten mittels der Reaktionszeit-Messvektoren und die automatische

Korrektur berichtigen den hierdurch entstehenden systematischen Fehler, was mit zunehmender Winkelgeschwindigkeit immer wichtiger wird.

Grundsätzlich ist noch zu berücksichtigen, dass bei der Schwellenbestimmung mittels kinetischer Perimetrie eigentlich zwei verschiedene Qualitäten geprüft werden: Einerseits die Stimuluswahrnehmung an sich, also das Auftauchen des Testreizes, und andererseits die Wahrnehmung der Bewegung dieses Reizes (Schiefer 2001c). Bei der hier vorgestellten Methode der (semi-)automatisierten kinetischen Perimetrie erfolgt eine Kombination der Abfrage *beider* Qualitäten streng genommen nur für die im sehenden Bereich angebotenen Reaktionszeitmessvektoren. Der Startpunkt der übrigen Stimuli liegt im Bereich des Gesichtsfelddefekts des Patienten, daher ist die Wahrnehmung des Testreizes bei Überschreiten der Skotomgrenze stets mit einer Bewegungskomponente verbunden. Da vor allem bewegte Stimuli erheblich leichter zu Blickzuwendungen verleiten, ist die im TCC verwirklichte kontinuierliche Registrierung der Blickzuwendung (siehe auch Kapitel 4.1.4) von besonderer Wichtigkeit.

4.3.1.3 Vektoranordnung

In der Ergebnisdarstellung wird neben dem Mittelwert sowie der zugehörigen Standardabweichung auch die Darstellung der genauen Lokalisationen der einzelnen Vektoren gezeigt. Hiermit ist eine zusätzliche Qualitätskontrolle der Untersuchung verwirklicht: Wurden Stimuli entlang bestimmter Vektoren innerhalb der Reaktionszeit des Patienten wahrgenommen, so wurden diese mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht korrekt (Anfangsposition innerhalb des Gesichtsfeldausfalls des Patienten) positioniert und damit wurde mit ihnen auch nicht die Skotomgrenze erfasst. Hat der Patient einen kinetischen Stimulus bei keinem der sechs Durchgänge gesehen, so muss man davon ausgehen, dass dieser Vektor komplett innerhalb des Skotoms positioniert wurde. Eine zuverlässige SKD-Bestimmung mit derart „fehlpositionierten“ Vektoren ist nicht möglich.

Genau umgekehrt verhält es sich mit den Reaktionszeitvektoren (RMV): Sie sollten gerade im sicher sehenden Bereich außerhalb des Skotoms positioniert werden, um zuverlässig nur die Reaktionszeit des jeweiligen Patienten zu mes-

sen. Bei denjenigen RMV, die die Reaktionszeit in Skotomnähe erfassen, besteht bei der Positionierung jedoch die Gefahr, noch „Skotomausläufer“ mitzufassen. Dadurch wird die Ermittlung der individuellen mittleren Reaktionszeit kontaminiert. Die mit diesen RMV ermittelte Zeitspanne besteht somit aus einem Skotomanteil sowie einem anderen Anteil bestehend aus der lokalen Reaktionszeit. Eine genaue Auftrennung dieser beiden Anteile ist mit statistischen Mitteln nicht möglich, so dass der unter Kapitel 2.5.1.2 bzw. 3.2.2 beschriebene Algorithmus zum Ausschluss individuell zu hoher Reaktionszeiten einzelner Vektordurchgänge innerhalb einer Untersuchung entwickelt wurde.

Der individuellen Vektoranordnung entlang der Skotomgrenze kommt eine entscheidende Bedeutung zu, da nur korrekt positionierte Vektoren wirklich die individuelle Schwelle des jeweiligen Patienten erfassen. Die in dieser Studie gewählte Länge von 6° ist verhältnismäßig kurz, da mit der vorhergehenden manuellen Untersuchung nur der ungefähre Verlauf der Skotomgrenze ermittelt wurde und die Untersuchungsergebnisse Schwankungen unterliegen. Somit besteht bei der Rastererstellung für die automatisierte – nicht nur kinetische, sondern auch statische – Untersuchung die Gefahr, dass Startlokalisationen von Vektoren gewählt werden, die nicht im Skotombereich liegen bzw. dass der ganze Vektor im Skotombereich positioniert wird. Eine solche Untersucherabhängigkeit von der Güte der vorangehenden manuellen kinetischen und statischen Untersuchung und daraus folgend auch von der Güte des erstellten Rasters ist auch in der hier vorgestellten Methode nicht ganz auszuschließen. Jedoch ist eine Unterbrechung der automatisierten Untersuchung zur Nachjustierung einzelner Vektor jederzeit möglich und wurde auch – falls nötig – vorgenommen. Die Auswertung sowohl der kinetischen als auch der statischen Untersuchung erfolgte im Nachhinein mit einem separaten Auswertungsprogramm (siehe Kapitel 2.5). Somit war eine Darstellung des Untersuchungsergebnisses während oder zumindest sofort nach der Untersuchung nicht möglich, wodurch die Beurteilung der Güte der Vektoranordnung nur durch Beobachten des Antwortverhaltens des Patienten während der Untersuchung möglich war.

Ein entscheidender Vorteil von Vektoren der hier gewählten Länge von 6° ist, dass bei korrekter Vektorpositionierung der Patient verhältnismäßig kurze Zeit nach Beginn der Darbietung entlang des entsprechenden Vektors den Stimulus wahrnehmen kann. Hierdurch werden Suchbewegungen des Patienten nach dem Stimulus vorgebeugt, die durch eine zu lange Pause zwischen der Wahrnehmung zweier Stimuli provoziert würden. Außerdem wird hierdurch die Gesamtuntersuchungszeit begrenzt, was letztendlich auch der Güte der Untersuchungsmethode dient.

Alle erstellten Vektoranordnungen zur automatisierten Untersuchung wurden gespeichert und können jederzeit für eine erneute Untersuchung des Patienten aufgerufen werden. Somit entfällt bei einer Nachuntersuchung einerseits die Zeit zur erneuten manuellen Untersuchung und zur Rastererstellung, andererseits ergibt sich hieraus eine exakte Vergleichbarkeit zum Vorbefund durch identisch positionierte Vektoren. Im Falle von deutlichen Änderungen können die bereits bestehenden Vektoranordnungen jederzeit modifiziert und damit den aktuellen Befunden angepasst werden.

4.3.1.4 Schwellenermittlung und Streuung der Antworten

Durch die Mehrfachpräsentation der Stimuli entlang der verschiedenen Vektoren ist es möglich, eine Streuung der Patientenantworten an der kinetischen Schwelle anzugeben. Hierdurch können neben einer exakteren Ermittlung der örtlichen Schwelle auch weitere Informationen zum Antwortverhalten und der örtlichen „Frequency of seeing-Kurve“ des jeweiligen Patienten gewonnen werden: Die lokale Streuung beruht sowohl auf dem individuellen Antwortverhalten (individuelle Reaktionszeit, Aufmerksamkeitsgrad bzw. Erschöpfungszustand) des Patienten als auch auf der Anstiegssteilheit des Gesichtsfeldberges an der untersuchten Stelle.

Um den Einfluss der Variabilität in den einzelnen Patientenantworten möglichst klein zu halten, wurde in der hier vorgestellten Studie jeder Stimulus sechs Mal in randomisierter Reihenfolge präsentiert und die Schwelle als Mittelwert der Antworten geschätzt. Hierdurch können durch einmaliges Messen auftretende

Fehler bzw. Ausreißer herausgemittelt werden, was zu einer höheren Reliabilität der ermittelten Schwellen beiträgt. Zudem ermöglicht die Darstellung der Streuung im Untersuchungsergebnis dem Untersucher bzw. zuständigen Arzt, die jeweilige Güte der einzelnen lokalen Schwellen zu beurteilen.

1970 berichtete P. Niesel, dass es bei manuell-kinetischen Untersuchungen individuell zu sehr verschiedenen Streuungswerten kommen kann (Niesel 1970). Für diese Studie wurden jeweils 12 Patienten von 12 verschiedenen Ärzten mit dem GOLDMANN-Perimeter untersucht. Die Auswertung der jeweils 12 Gesichtsfeld-Untersuchungen pro Patient ergab eine minimale Streuung von praktisch kaum unter $\pm 2,0^\circ$ und einen Anstieg entlang der horizontalen Meridianen bis auf Werte um $\pm 10,0^\circ$ (Niesel 1970). Streuungswerte um $\pm 1,0^\circ$ wurden nur dort gefunden, wo die Isoptere in einem Abstand von 10° und weniger um den Fixierpunkt verlief. Da alle Untersuchungen am GOLDMANN-Perimeter durchgeführt wurden, spielte aber auch die schon oben erwähnte Untersucherabhängigkeit eine Rolle. Insgesamt erschien „der Anteil der Patienten an der Variabilität perimetrischer Untersuchungsergebnisse recht groß zu sein, der der Ärzte jedoch nicht so klein, als dass er vernachlässigbar wäre“ (Niesel 1970).

Parrish et al. berichteten 1984 von Schwankungen am Perimetron-Perimeter [Details bei (Portney 1978; Heijl 1981)] automatisch-kinetisch erhobener Isopteren von $2,6^\circ$ bis $5,5^\circ$, wobei die größten Schwankungen wie auch schon bei Niesel im temporalen Gesichtsfeldbereich auftraten (Parrish 1984). Die Zunahme dieser Streuung mit zunehmender Exzentrizität ist möglicherweise durch einen flacheren Verlauf des Gesichtsfeldberges in den peripheren Arealen zu erklären: Je zentraler der untersuchte Gesichtsfeldbereich ist, umso steiler ist auch der Anstieg und umso geringer war auch die beobachtete Streuungsbreite bei den aufgeführten Untersuchungen.

Hierbei ist jedoch zu beachten, dass Niesel und Parrish Normalpersonen untersucht haben und Niesel bei seinen Ergebnissen den Untersucher-bedingten Anteil an den Streuungswerten nicht exakt bestimmen konnte (Niesel 1970; Parrish 1984). Ein direkter Vergleich mit den hier erhobenen Befunden ist auch aus

dem Grund problematisch, da die dem individuellen Skotomverlauf angepassten Vektoranordnungen nicht den zentripetalen Stimulusdarbietungen bei den Untersuchungen von Niesel und Parrish entsprechen. Unter Berücksichtigung dieser Punkte zeigen sich bei den hier vorgestellten Untersuchungen meist deutlich geringere Streuungen der Patientenantworten. Bei einigen Patienten liegen die Streuungen der Antworten maximal im Bereich von unter einem halben Grad (siehe z.B. Abbildung 3.9a), bei anderen Patienten änderten sich die Streuungen entlang der Skotomgrenze, z.B. bei Patient G.W. bis auf maximal 2° (siehe Abbildung 3.3a). Die größte Streuung der kinetischen Stimuli in der hier vorgestellten Studie betrug $2,5^\circ$ (Patient H.F.).

Ein weiterer Faktor, der die Größe der einzelnen Streuungen bei den Untersuchungen von Parrish und Niesel beeinflusst haben könnte ist die Tatsache, dass sie Patienten untersucht haben, die zuvor noch nie perimetrisch untersucht wurden. Bei solchen Personen kann es jedoch per se durch die Neuartigkeit der Untersuchungsmethode zu einer erhöhten Streuungsbreite kommen (siehe hierzu Kapitel 4.2.1.6).

Die insgesamt geringe Streuung spricht für einen relativ abrupten Übergang vom nicht-sehenden in den sehenden Bereich bei den hier untersuchten Patienten.

4.3.2 Statische Untersuchung

4.3.2.1 Konventionelle statische Perimetrie

Der große Vorteil der im klinischen Alltag weit verbreiteten statischen Perimeter (z.B. Humphrey Field Analyzer) ist, dass sie computergesteuert und somit untersucherunabhängig sind. Damit sind sie ideal für die Verlaufskontrolle bestimmter, das Gesichtsfeld beeinflussender Krankheitsbilder. Allerdings benutzen diese Geräte ein fest vorgegebenes Untersuchungs raster und es kommt der Gestaltung dieser Prüfpunktanordnung eine hohe Bedeutung zu: Mit einem

solchen Raster soll ein initial unbekannter Gesichtsfeldberg durch optimal positionierte Stimuli bestmöglich vermessen werden. Doch müssen diese Raster immer einen gewissen Kompromiss zwischen möglichst hoher Ortsauflösung und einer für den – oftmals gesundheitlich schwer beeinträchtigten – Patienten erträglichen Untersuchungsdauer darstellen. Mit dem vorgegebenen Raster entfällt die Untersucherabhängigkeit und eine (relativ) gleichmäßige Verteilung über das Gesichtsfeld ist gesichert. Andererseits kann über die Bereiche zwischen zwei Prüfpunktorten keine Aussage gemacht werden und diese Bereiche können auch nicht individuell untersucht werden (Weber 1986). Dies kann jedoch gerade bei glaukomatösen Gesichtsfeldausfällen ein entscheidender Nachteil sein, da hierdurch gegebenenfalls subtile Änderungen nicht erfasst werden (Weber 1986; Keltner 2000; Schiefer 2001a; Schiefer 2003). Des Weiteren ist durch die Unterschiedlichkeit der Untersuchungs raster der verschiedenen statischen Perimeter die Vergleichbarkeit der mit ihnen ermittelten Gesichtsfeldbefunde nur sehr eingeschränkt möglich.

Bei Nachfolgeuntersuchungen bietet die rastergenaue Stimuluspräsentation wiederum einen großen Vorteil, da hierbei dieselben Orte des Gesichtsfeldes erneut untersucht werden. Dies ermöglicht Aussagen über Besserung, Gleichbleiben oder Verschlechterung eines Befundes. Ein zusätzlicher Vorteil besteht in der – im Vergleich manchen kinetischen Perimetern – höheren zentralen Auflösung. Daher können wesentlich detailliertere Aussagen über das für das Alltagsleben so elementar wichtige zentrale Gesichtsfeld getroffen werden.

In dieser Studie wurde eine vektorbasierte, speziell auf den Skotom-Randbereich ausgerichtete, dort lokal hoch auflösende statische Perimetrie eingeführt, d.h. entlang eines Vektors wurden in kurzen Abständen statische Stimuli derselben Charakteristika dargeboten. Diese Methode wurde gewählt, um die Vergleichbarkeit der statisch und kinetisch ermittelten Schwellen zu erhöhen. Grundsätzlich ist die Herstellung einer solchen Beziehung äußerst problematisch, da die Vergleichbarkeit zwischen zwei statischen Untersuchungen, unabhängig davon, an welchen Geräten sie erhoben wurden, immer noch größer ist als diejenige zwischen einer statischen und einer kinetischen Untersu-

chung (Anderson 1989). Die hier vorgestellte Methode der vektorgerichteten statischen Perimetrie, welche einer zeitlich verknüpften kinetischen Perimetrie weitgehend entspricht, erhöht diese Vergleichbarkeit und stellt somit ein Bindeglied zwischen „konventioneller“ statischer Perimetrie und kinetischer Perimetrie dar.

4.3.2.2 Statische Vektoranordnung

In dieser Studie wurde – wie schon oben erwähnt – kein Untersuchungsraaster im üblichen Sinn für die automatisiert statische Untersuchung benutzt, sondern individuell dem vorher schon manuell statisch ermittelten Skotomverlauf entsprechend eine angepasste Vektoranordnung erstellt. Die Stimuluseigenschaften sind bezüglich Intensität und Größe im Vergleich zu einem alterskorrelierten Normkollektiv bei Augengesunden in den untersuchten Gesichtsfeldbereichen deutlich überschwellig. Es werden hierbei nur Defektgrenzen absoluter Skotome vermessen. Allerdings verursachen die Krankheitsbilder der in die Studie eingeschlossenen Patienten weitgehend absolute Skotome, wobei über den Übergangsbereich zwischen sehend und nicht-sehend, also dem Bereich zwischen Skotom und gesundem Gesichtsfeld insofern keine genaue Aussage getroffen werden kann, da kein schwellenschätzender bzw. schwellenmessender statische Untersuchungsalgorithmus (siehe hierzu auch Kapitel 1.1.2.2) zur Anwendung kam. Auf ein solches Verfahren wurde hinsichtlich der Vergleichbarkeit zu kinetisch ermittelten Schwellen (ebenfalls mit nur *einer* Stimuluscharakteristik) sowie der ansonsten resultierenden langen Untersuchungsdauer verzichtet.

Bezüglich der Positionierung der statischen Vektoren ergaben sich ähnliche Probleme, wie sie schon bei den kinetischen Vektoren diskutiert wurden (siehe auch Kapitel 4.3.1.3). Auch hier war die Positionierung von entscheidender Bedeutung, jedoch konnte auch die automatisierte statische Untersuchung jederzeit unterbrochen und einzelne Vektoren nachjustiert werden.

Auch die statischen Vektoranordnungen wurden gespeichert und stehen – wie schon die kinetischen Vektoranordnungen – bei Follow up-Untersuchungen zur Verfügung.

4.3.2.3 Streuung der Antworten / „short term fluctuation“ (SF) und „long term fluctuation“ (LF)

Die so genannte „short-term fluctuation“ (SF), also die Variabilität der Antworten innerhalb einer Untersuchung – zum Ausdruck gebracht durch die Streuung – , ist ein physiologisches Phänomen, welches vor allem in der *schwellenbestimmenden* statischen Perimetrie untersucht wurde (Bebie 1976b; Flammer 1983). Fankhauser fand heraus, dass individuelle Schwellen um 2 bis 4 dB bei Gesunden variieren können, wobei diese Variabilität mit zunehmender Exzentrizität ebenfalls größer wird (Keltner 1983; Parrish 1984; Heijl 1987a; Nelson-Quigg 1989; Stewart 1993). Im Allgemeinen muss auch beim Gesunden mit einer Fluktuation von mindestens bis zu 2 dB innerhalb einer Untersuchung gerechnet werden (Flammer 1985; Safran 1992), wobei eine Abhängigkeit der Größe der SF vom Alter nicht vorzuliegen scheint (Heijl 1987a; Nelson-Quigg 1989).

Bei gesunden Menschen tritt eine gewisse Fluktuation auf, die vor allem durch die Natur der psychophysischen Messmethode bedingt ist (Flammer 1985; Safran 1992). Hierzu gehören auch noch einige andere Ursachen, wie die physiologische Schwankung der Funktion der Netzhaut und des Sehnervens, Lerneffekte, „Fatigue“-Effekte (siehe auch Kapitel 4.2.1) und gestörte Aufmerksamkeit. Allerdings kann eine deutlich erhöhte SF bei guter Reliabilität der Untersuchung auch schon ein Hinweis auf einen (beginnenden) Gesichtsfeldausfall bedingende Pathologie sein (Safran 1992). Bei Glaukom-Patienten mit bereits bestehendem Gesichtsfeldschaden findet sich im Gegensatz zu augengesunden Menschen zusätzlich noch eine zunehmende SF im Verlauf einer statischen Gesichtsfelduntersuchung (Heijl 1977). Insgesamt gibt es drei Bedingungen einer erhöhten SF: (1) an der Grenze eines Skotoms, (2) in einem relativen Skotom und (3) im „normalen“ Gesichtsfeld von Patienten mit beginnendem (Glau-

kom-)Schaden (Flammer 1984a; Flammer 1984b; Sturmer 1985; Heijl 1987b; Haefliger 1989; Heijl 1989a; Norden 1989).

Interessanterweise konnten Haefliger & Flammer zeigen, dass eine erhöhte SF auch am „physiologischen Skotom“ eines jeden Menschen auftritt, nämlich am blinden Fleck (Haefliger 1989). Damit tritt eine erhöhte SF also nicht nur in pathologischen Gesichtsfeldarealen auf und kann daher auch als Indikator einer „Senke“ im Gesichtsfeldberg angesehen werden (Haefliger 1989). Erklärt haben Haefliger & Flammer das Auftreten der erhöhten SF im Bereich des blinden Flecks folgendermaßen: Wo das Gefälle im Gesichtsfeldberg *steil* ist, ist die Streuung in den Antworten größer, da die Änderung der Stimulusintensität die Schwelle senkrecht schneidet und damit *parallel* zur Skotomgrenze verläuft (siehe Abbildung 4.1a). Eine solche Beobachtung wurde auch schon bei der kinetischen Perimetrie gemacht, wobei dort jedoch die größte Streuung – bedingt durch die Art der Gesichtsfelderfassung – an *flachen* Anstiegen des Gesichtsfeldberges ist (Parrish 1984; Haefliger 1989) (siehe Abbildung 4.1b).

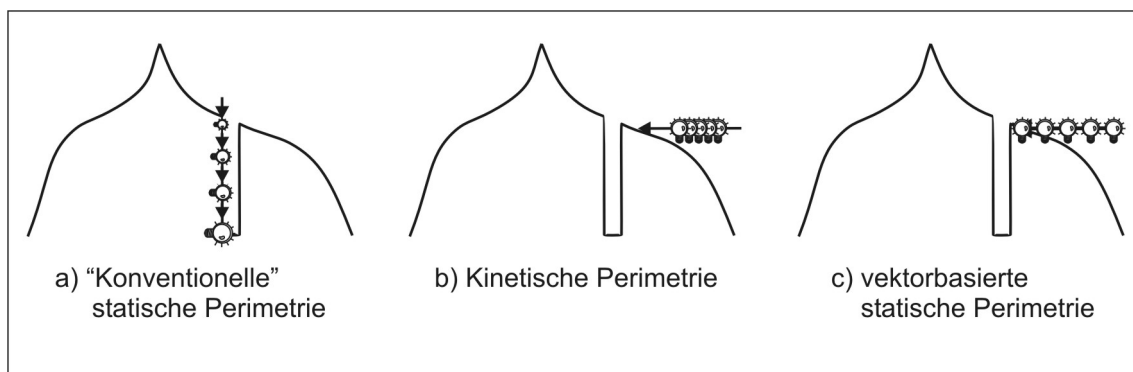


Abbildung 4.1: Darstellung der unterschiedlichen Methoden der Schwellenerfassung. Bei der "konventionellen" statischen Methode besteht die Möglichkeit einer erhöhten SF, da hier durch Änderung der Stimulusleuchtdichte ggf. parallel zum Abfall der Sensitivität zum blinden Fleck hin erfolgt (a). Bei der kinetischen Perimetrie kann es aufgrund der Untersuchungsmethode ebenfalls durch paralleles Messen entlang flacher Stellen des Gesichtsfeldberges zu einer erhöhten SF kommen (b). Auch mit der Methode der vektorbasierte statischen Perimetrie, wie sie in dieser Arbeit vorgestellt wird, kann es entlang flacher Stellen des Gesichtsfeldberges ebenfalls zu einer erhöhten SF kommen (c).

Mit der in dieser Studie verwendeten vektorbasierten statischen Perimetrie ist allerdings ein Auftreten von SF am ehesten im Bereich von flachen Anstiegen zu erwarten. Dies liegt daran, dass nicht wie bei herkömmlichen statischen Untersuchungen der Schwellenwert an einer definierten Lokalisation geschätzt wird, sondern dass eine Skotomgrenze mittels deutlich überschwelliger statischer Reize auf einer Linie im Abstand von nur $1,5^\circ$ ermittelt wird (siehe Abbildung 4.1c). Deutlich wird dies auch in den Maßeinheiten, in denen die jeweilige SF angegeben wird: in „konventionellen“ statischen Untersuchungen in Dezibel (siehe auch oben), in dieser Studie in Grad.

Die SF schwankte bei der hier vorliegenden Untersuchung nicht nur individuell zwischen den verschiedenen Patienten, sondern interessanterweise auch zwischen verschiedenen Skotombereichen einzelner Patienten. Ein Beispiel für letzteres ist der Befund von Patient M.S., bei dem bei zwei statischen Vektoren Standardabweichungen von über 20° auftraten (für weitere Details siehe Kapitel 3.1.3.1). Insgesamt deutet eine hohe lokale Streubreite der hier ermittelten Werte auf eine hohe SF und damit eine unsichere Schwellenschätzung hin, wohingegen eine niedrige Streuung für eine geringe SF und damit sicherere Schwellenschätzung spricht.

Bei mehrfach untersuchten Patienten ist noch zusätzlich die „long-term fluctuation“ zu beachten, also tatsächliche aber reversible Änderungen der Schwelle zwischen zwei Untersuchungen im Abstand von Tagen, Wochen oder Monaten (Bebie 1976; Flammer 1983; Flammer 1984b; Parrish 1984). Sie spielt innerhalb einer Untersuchung keine Rolle, ist aber zwischen verschiedenen Untersuchungen deutlich größer als die „short term fluctuation“ innerhalb einer Untersuchung (Bebie 1976b; Gloor 1980; Parrish 1984). Allerdings ist die Verteilung der LF – im Gegensatz zur SF – über das Gesichtsfeld homogen, d.h. dass die LF der einzelnen Testlokalisationen normalerweise von ähnlichem Ausmaß ist (Flammer 1983). Ebenfalls gegensätzlich zur SF scheint bei der LF eine Abhängigkeit vom Alter zu bestehen, wobei diese bei über 60jährigen Patienten bis um den Faktor zwei erhöht sein kann (Katz 1987). Die LF spielt somit vor al-

lem bei follow-up-Untersuchungen bei der Interpretation von Gesichtsfeldbefunden bezüglich Besserung, Status idem oder Progression eine Rolle.

Die LF ist somit auch eine mögliche Erklärung für den Ausreißer bei einer der follow-up-Untersuchungen bei der Patientin T.M. (siehe Abbildung 3.6 unten). Allerdings zeigt die Überlagerung aller drei durchgeführten Untersuchungen mit der Ausnahme dieses „Ausreißers“ im linken oberen Quadranten nur äußerst geringe Abweichungen voneinander.

Durch das Speichern der jeweiligen Patientenantworten zu jedem einzelnen Stimulus und dem jederzeit möglichen Zugriff auf diese Befunde ist damit grundsätzlich die Möglichkeit geschaffen, die LF zu erfassen und bei der Beurteilung des Verlaufs von mehreren Gesichtsfelduntersuchungen zu berücksichtigen.

4.3.3 Stato-kinetische Dissoziation

4.3.3.1 Bisherige Methoden der SKD-Quantifizierung

Als G. Riddoch 1917 erstmals das nach ihm benannte Phänomen der stato-kinetischen Dissoziation beschrieb, quantifizierte er diese nur insofern, als dass er die von ihm erhobenen statischen und kinetischen Gesichtsfelder in den selben Befund einzeichnete (Riddoch 1917). Durch diese simple Methode war auf einen Blick die SKD ersichtlich und einfach zu erfassen. Allerdings erlaubt diese Form der Darstellung nur eine grobe Abschätzung der SKD anhand der Gradangaben auf den Gesichtsfeldbefunden.

Auch J. Zappia, der über 50 Jahre später das Vorkommen stato-kinetischer Dissoziation bei Läsionen des Chiasma opticum sowie des Tractus opticus nachweisen konnte, quantifizierte die SKD bei seinen Befunden nicht genauer (Zappia 1971). Ebenso wie schon Riddoch stellte er die kinetischen und statischen Skotomgrenzen vergleichend in ein und demselben Befund dar.

Es war A. Safran, der 1980 erstmals Zahlenangaben über die Größe der stato-kinetischen Dissoziation bei Normalpersonen sowie Patienten mit Läsionen des N. opticus bzw. des Chiasma opticum machte (Safran 1980). Allerdings beruhen diese Zahlenangaben auf derselben Methodik wie schon bei Riddoch und Zappia, d.h. statisch und kinetisch erhobene Isopteren wurden in denselben Befund eingezeichnet und anschließend miteinander verglichen. Diese (bis heute noch) durchaus übliche Methode hat allerdings zwei entscheidende Nachteile: Einerseits besitzen die verwendeten Perimeter (Riddoch: McHardy-Perimeter, ein „frühes“ manuelles Perimeter; Zappia und Safran: GOLDMANN-Perimeter) eine stellenweise relativ schlechte Auflösung, was genaue Zahlenangaben über das Ausmaß der SKD deutlich erschwert. Dies mag auch einer der Gründe gewesen sein, weshalb bei Riddoch und Zappia diesbezüglich keine quantitativen Angaben zu finden sind und auch Safran nur einige wenige Beispiele nannte. Andererseits werden bei der manuellen (GOLDMANN-)Perimetrie einzelne Schwellen mit der entsprechenden Stimuluscharakteristik ermittelt und dann miteinander zu einer Isoptere verbunden. Die bereits erwähnten Nachteile der manuellen kinetischen Perimetrie, nämlich das möglichst konstante (?) Einhalten der Winkelgeschwindigkeit, das Miteinbeziehen der eigenen Reaktionszeit sowie der des Patienten und die Nachteile der manuellen statischen Perimetrie, nämlich die Lokalisation der Stimuluspräsentationen, der Abstand dieser Lokalisationen voneinander (entsprechend einem „manuellem Raster“) beeinflussen die Güte der SKD-Ermittlung erheblich.

Um dieses zu umgehen, quantifizierten einige Autoren die stato-kinetische Dissoziation nicht als Abstand der kinetisch und statisch erhobenen Skotomgrenzen zueinander in Grad, sondern als Abstand der statischen Schwelle zu der kinetischen Schwelle an derselben Lokalisation (Wedemeyer 1989; Hudson 1992): Es wird also zuerst die kinetische Schwelle einer bestimmten Stimuluscharakteristik ermittelt und anschließend an genau dieser Lokalisation die Schwelle für statische Reize ermittelt. Damit erhält man die lokale SKD nicht als Abstand in Grad, sondern als Defekttiefe in Dezibel (dB). Es wird also nicht mehr der „waagrechte“ Abstand – quasi die Entfernung –, sondern vielmehr der „senkrechte“ Abstand – quasi der Höhenunterschied – der statisch und kine-

tisch erhobenen Befunde gemessen. Ein Nachteil dieser Methode ist, dass die durch die statische Untersuchung erhaltenen Schwellen als Funktion der Größe und der Richtung der Schwellenüberschreitung variieren (Anderson 1989). Beispielsweise verwendet der im Humphrey Field Analyzer implementierte Test-Algorithmus eine finale 2 dB-Überschreitung der Schwelle – dieses Überschreitung kann allerdings ansteigend oder absteigend erfolgen. Die Schwelle wird jedoch als der letzte gesehene Stimulus angegeben. Damit liegt der Messfehler bei Schwellenschätzungen mit dieser Methode bei ± 1 dB (Hudson 1992). Weiterhin einschränkend muss hinzugefügt werden, dass ein solcher schwellenschätzender Algorithmus nur mit einem automatischen Perimeter zu verwirklichen ist. Diese Perimeter bieten jedoch – wenn überhaupt – nur sehr eingeschränkte kinetische Untersuchungsmöglichkeiten. Der HFA II beispielsweise kann bislang nur zentripetal gerichtete kinetische Vektoren darbieten. Dies wäre aber zum Beispiel bei einem Patienten mit einem Halbseitenausfall (Hemianopsie) eine nicht adäquate Untersuchungsstrategie, da die Skotomgrenze ja stets annähernd senkrecht überquert werden sollte (Goldmann 1945b).

Nahezu unmöglich ist eine verlässliche Quantifizierung der SKD, wenn statische und kinetische Befunde mit unterschiedlichen Perimetern erhoben werden. Zu der schon oben genannten Problematik kommen nun auch noch gerätespezifische Besonderheiten, wie z.B. das verwendete statische Untersuchungsaster, die vom jeweiligen Perimeter darstellbaren Stimulus-Charakteristika und der untersuchbare Bereich hinzu (Anderson 1989). Der letztgenannte Punkt macht noch einmal die besondere Schwierigkeiten im klinischen Alltag deutlich: Das für statische Perimetrie am häufigsten verwendete Perimeter ist der Humphrey Field Analyzer. Am häufigsten wird hierbei das 30-2-Raster zur Untersuchung des 30°-Gesichtsfeldes verwendet, ein rektanguläres Raster mit einem Stimulusabstand von immerhin 6°. Kinetische Untersuchungen werden meist mit dem manuell zu bedienenden GOLDMANN-Perimeter durchgeführt. Hiermit kann das Gesichtsfeld bis zu 90° Exzentrizität untersucht werden, wegen der verwendeten „Storchenschnabel“-Mechanik hat dieses Gerät jedoch zentral eine relativ schlechte Auflösung.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass eine zuverlässige Quantifizierung der SKD nur bei Untersuchungen möglich ist, bei denen statischer und kinetischer Skotomverlauf an ein und demselben Gerät ermittelt wurden. Die Lokalisationen der statischen und kinetischen Vektoren sowie die Laufrichtung der kinetischen Vektoren müssen frei wählbar sein, um die Verläufe der Skotomgrenzen in einer vorher ausgewählten „Region of Interest“ exakt ermitteln zu können. Des Weiteren sollte das Untersuchungsgerät über eine hohe Ortsauflösung verfügen, um die SKD möglichst exakt zu ermitteln. Das in dieser Studie benutzte Tuebingen Computer Campimeter (TCC) – bis auf die Untersuchbarkeit des 90°-Gesichtsfeldes und die eingeschränkte Stimulusleuchtdichte – alle diese Voraussetzungen. Die mittlerweile zur Verfügung stehenden neuen Automatik-Perimeter, hier insbesondere das TWINFIELD-Perimeter (Fa. Oculus, Wetzlar, Deutschland) und das OCTOPUS 101-Perimeter (Fa. INTERZEAG, Schlieren, Schweiz), bieten nun die Möglichkeit, die hier beschriebene Untersuchungsmethode auch an einem Kuppelperimeter einzusetzen.

4.3.3.2 Automatisierte Berechnung der lokalen SKD

Die Probleme beim Festlegen eines Algorithmus zur automatisierten Berechnung der lokalen stato-kinetischen Dissoziation und deren Lösung wurde bereits in Kapitel 2.6.3 ausführlich dargestellt. Die statische und kinetische Untersuchung ermittelt in der zur Untersuchung ausgewählten „Region of Interest“ relativ genaue Isopterenverläufe. Die Verbindungen zwischen den einzelnen Schwellen zu statischen bzw. kinetischen Isopteren erfolgte zwar durch einfache lineare Verbindung, jedoch ist ein hierbei gegebenenfalls entstehender Interpolations-bedingter Fehler bei einem Abstand der Untersuchungsvektoren zu ihren jeweiligen „Nachbarn“ von ca. 3° (siehe auch Kapitel 2.2.3.2 und 2.2.3.3) verhältnismäßig gering. Dadurch ist auch der hier vorgestellte Algorithmus zur automatisierten SKD-Berechnung gänzlich entlang dieser Isopteren (und nicht nur zwischen den lokal punktuell kinetisch und statisch ermittelten Schwellen) durchführbar. Die Reliabilität der Berechnung kommt in der graphischen Darstellung der SKD zum Ausdruck: Je deckungsgleicher die SKD-Graphen der auf der kinetisch bzw. statisch ermittelten Skotomgrenze basierenden Berechnung

verlaufen, desto zuverlässiger ist die angegebene stato-kinetische Dissoziation. Probleme entstehen hierbei vor allem an den Start- bzw. Endpunkten der Skotomgrenzen (siehe Abbildungen 3.8a und b). Liegt in diesen Bereichen ein größerer Abstand zwischen den beiden Skotomlinien oder kommt es gar zu Überschneidungen, so verlaufen die SKD-Graphen basierend auf der statischen bzw. kinetischen Skotomlinie nicht deckungsgleich. Die SKD-Angaben in einem solchen Bereich müssen gesondert betrachtet werden und die Interpretation des Ergebnisses muss die Ursachen dieser Abweichungen berücksichtigen (siehe Abbildungen 3.8b unten).

Eine weitere Problematik ergibt sich aus sehr stark differenten Skotomverläufen für statische und kinetische Stimuli. Kommt es zu großen „Einbuchtungen“ (siehe Abbildungen 3.3a und b), so führt die automatische SKD-Berechnung zu unterschiedlichen Ergebnissen. Der Vergleich der beiden Skotomverläufe miteinander zeigt in dem Beispielfall, dass aufgrund des Algorithmus (*kürzeste* Verbindung zu einem der Unterpunkte der entsprechenden anderen Skotomlinie) die SKD basierend auf der kinetischen Skotomlinie unterschätzt wird. Korrekt wäre die SKD basierend auf der statischen Skotomlinie. Da auch hier die kürzeste Verbindung zur anderen Skotomlinie gesucht wird, kommt es – wie insgesamt bei dem benutzten Algorithmus – eher zur Unter- als zur Überschätzung der SKD. Damit wird eine artifiziell zu hohe SKD vermieden. Das Implementieren einer automatisierten Erkennung solcher Sonderfälle wäre sehr aufwendig und würde eventuell zu weiteren Artefakten führen, so dass ein einfacher Vergleich der erhobenen statischen und kinetischen Isopterenverläufe durch den Untersucher in Fällen solch unterschiedlich verlaufender SKD-Graphen wesentlich sinnvoller und einfacher durchführbar erscheint.

4.3.3.3 Untersuchungsergebnisse

Zielsetzung dieser Studie war es, eine neue Methode der SKD-Untersuchung zu entwickeln und ihre Tauglichkeit sowie Durchführbarkeit im klinischen Alltag zu erproben. In dieser initialen Studie wurde nur ein kleines Patientenkollektiv

untersucht, so dass allgemeingültige Erkenntnisse über die in Kapitel 1.2.2 diskutierten Theorien zur SKD-Entstehung nicht sicher gegeben werden können.

Auffallend bei den Untersuchungsergebnissen ist die hier beobachtete, vergleichsweise geringe stato-kinetische Dissoziation. Gründe hierfür mögen auch im gewählten Patientenkollektiv liegen: Es wurde besonderes Augenmerk auf stabile Gesichtsfeldbefunde gelegt, so dass aktuelle Schädigungsprozesse durch die zugrunde liegende Pathologie nicht zu erwarten waren. Eine weitere mögliche Ursache für die nur geringe auftretende SKD ist die geringe Winkelgeschwindigkeit, mit der die kinetischen Stimuli dargeboten wurden. Der in Kapitel 1.2.2 dargestellte aktuelle Stand der Forschung bezüglich der SKD und ihrer (Patho-)Physiologie lässt darauf schließen, dass bei höheren Stimulusgeschwindigkeiten auch möglicherweise die Aufteilung der verschiedenen Sehsystem deutlicher und damit auch die SKD größer wird (ffytche 1995; Weiskrantz 1995). Eine Reaktionszeitkorrektur wurde bei den bisherigen Studien jedoch nicht durchgeführt, sodass der hierdurch entstehende systematische Fehler bei der Interpretation der Ergebnisse nicht außer Acht gelassen werden darf. Es muss jedoch nochmals betont werden, dass diese Methode der SKD-Erfassung sich grundsätzlich von anderen Methoden unterscheidet und damit auf Vorerfahrungen und Ergebnisse anderer Autoren nur begrenzt zurückgegriffen werden kann. Hier werden zukünftige Untersuchungen an größeren Patientenkollektiven und v.a. auch an Normpersonen sowie mit verschiedenen Winkelgeschwindigkeiten der bewegten Messmarken weitere Aufschlüsse über die Größe der SKD bei den verschiedenen Gruppen geben können (siehe hierzu auch Kapitel 4.4.3).

Ein besonderes Augenmerk wurde bei dieser Methode auch auf die Durchführbarkeit im klinischen Alltag seitens der Patienten und seitens des medizinischen Personals gelegt. Alle Patienten waren in der Lage, die beiden unterschiedlichen perimetrischen Untersuchungstechniken ohne (Verständnis-)Probleme in kurzer Zeit hintereinander durchzuführen. Vor jedem Abschnitt erfolgte eine kurze Einweisung über die kommende Untersuchung, die nur wenige Minuten in Anspruch nahm und somit die Gesamtuntersuchungszeit nicht bedeutend ver-

längerte. Allerdings besaßen alle Patienten schon einschlägige sowohl kinetische als auch statische perimetrische Erfahrung, so dass diese Einweisung bei Patienten, die noch nie zuvor perimetrisch untersucht wurden, unter Umständen ausführlicher durchgeführt werden muss. Insgesamt hatte jedoch kein Patient Probleme bei der Umstellung zwischen statisch und kinetisch dargebotenen Stimuli.

Die Gesamtuntersuchungszeit mit manueller Untersuchung, Erstellung der Vektoranordnungen sowie automatisierter kinetischer und statischer Perimetrie dauerte bei 16 Vektoren und mehreren kurzen Pausen etwa eine Stunde und erscheint bei speziellen Fragestellungen auch im klinischen Alltag noch zumutbar. Dies gilt jedoch nur bei Verwendung *einer* Stimuluscharakteristik sowie der Untersuchung von einer beschränkten „Region of Interest“ (ROI). Die Untersuchungszeit wird bei Verwendung z.B. einer zweiten Stimuluscharakteristik oder Stimulusgeschwindigkeit um etwa 30 Minuten ausgedehnt (siehe auch Beispiele der Berechnung der Untersuchungsdauer in Kapitel 2.2.4.1 und 2.2.4.2). Ob jedoch die Verwendung verschiedener Stimuluscharakteristika bei der Ermittlung der individuellen SKD eines Patienten einen relevanten Informationszuwachs bringt, kann zu diesem Zeitpunkt noch nicht beantwortet werden. Ebenso ist unklar, ob die Beschränkung der Untersuchung auf eine ROI für die Untersuchung der SKD eines Krankheitsbildes ausreichend ist. Auch hierbei gilt, dass über das Vorkommen und die (Patho-)Physiologie und damit die Bedeutung der SKD noch nicht genug gesicherte Erkenntnisse vorhanden sind, als dass diesbezüglich eine gültige Aussage getroffen werden könnte.

4.4 Weiterentwicklungen und Ausblick

4.4.1 Weiterentwicklung der Untersuchungseinheit

Das Tuebingen Computer Campimeter (TCC) vereint die Möglichkeiten der absolut frei wählbaren Stimuluslokalisation, der exakten Einhaltung konstanter Winkelgeschwindigkeiten bei der Präsentation kinetischer Stimuli, der Reaktionszeitkorrektur für kinetische Reize, der millisekundengenauen Präsentationsdauer statischer Stimuli sowie der Qualitätskontrolle durch ständige Fixationsüberwachung und -aufzeichnung. In der Kombination dieser Optionen übertrifft es damit das als Standardgerät der kinetischen Perimetrie geltende GOLDMANN-Perimeter und das Standardgerät der statischen Perimetrie, den Humphrey Field Analyzer (HFA). Die Verwendung des TCC bedeutet jedoch auch einige Nachteile: Es spiegelt als Kampimeter nicht die physiologischen Gegebenheiten des Gesichtsfeldes wider und beeinflusst dadurch die Untersuchung (siehe auch Kapitel 4.1.1). Des Weiteren ist der Untersuchungsbereich auf 34° Exzentrizität im horizontalen und 25° Exzentrizität im vertikalen Bereich beschränkt, wodurch sich nur der zentrale Gesichtsfeldbereich untersuchen lässt. Durch Verschieben der Kinnstütze und des Fixierpunktes auf den Monitor können auch noch weiter peripher gelegene Areale untersucht werden (Nullpunktverschiebung; siehe Kapitel 2.1.1); allerdings ist diese Methode aufgrund der relativ aufwendigen Neujustierung für die klinische Routine zu zeitaufwendig. Durch die nur geringe Verbreitung des TCC und ähnlicher Kampimeter ist zusätzlich auch die Anwendbarkeit der semi-automatischen SKD-Bestimmung unabhängig vom TCC äußerst limitiert.

Das TWINFIELD-Perimeter (Fa. Oculus, Wetzlar, Deutschland) ist ein Halbkugel-Perimeter, bei dem die Reizdarbietung durch Rückflächenprojektion erfolgt. Es bietet die Möglichkeit, manuelle kinetische Untersuchungen computerunterstützt durchzuführen, Exzentrizitäten bis 70° in allen Meridianen (0-360°) mit einer Positionsgenauigkeit von $\pm 0,2^\circ$ können geprüft werden (Wabbels 1999a; Wabbels 2001). Allerdings ist aus technischen Gründen nicht jede beliebige Stimulus-Richtung wählbar, z.B. ist eine „Fahrt“ durch die Gesichtsfeld-

Mitte nicht möglich (Wabbels 2001). Des Weiteren folgt der Stimulus nicht an jeder Stelle exakt der mit der Maus intendierten Bewegungsvorgabe.

Das OCTOPUS 101-Perimeter (Fa. INTERZEAG, Schlieren, Schweiz), das im Moment einzige auf dem Markt befindliche Perimeter mit absolut frei wählbarer Bewegungsrichtung kinetischer Stimuli, bietet nun die Möglichkeit, die oben beschriebenen Nachteile des TCC auszugleichen. In Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe Sehbahn der Universitäts-Augenklinik Tübingen wurde ein neues Benutzer-Interface für dieses Gerät entwickelt, in welches auch diese Methode der Bestimmung der SKD implementiert wurde. Das OCTOPUS 101 (Abbildung 4.2) ist ein PC-gesteuertes Vollfeld-Perimeter mit einer sphärischen Kuppel, mit der das gesamte Gesichtsfeld (bis 85° Exzentrizität) mit Winkelgeschwindigkeiten bis zu 80°/s untersucht werden kann.

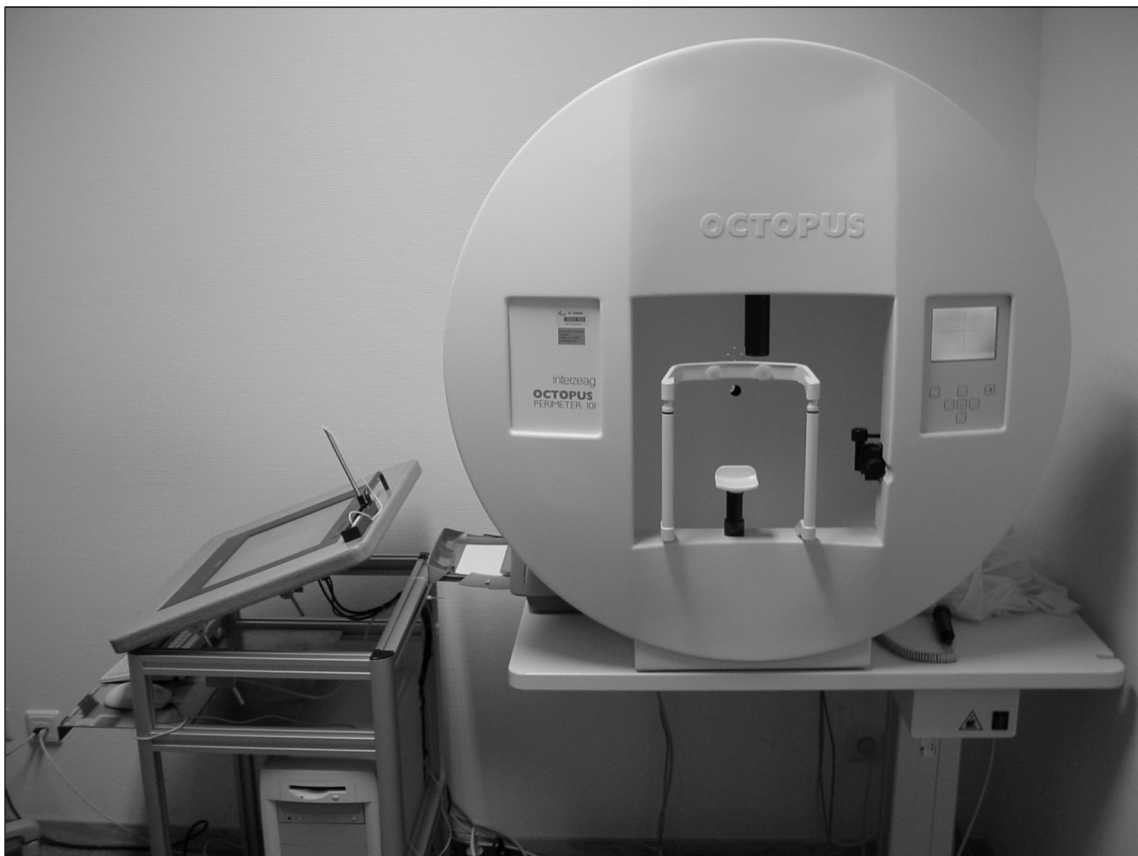


Abbildung 4.2: Das OCTOPUS 101 Perimeter bietet eine sphärische Untersuchungskuppel, welche nahezu das komplette 90°-Gesichtsfeld abdeckt und kann in Kombination mit dem Spiegel-Projektions-Modul über 100.000 Testlokalisationen erreichen. Das System konzeptionell auf eine PC-Ansteuerung ausgerichtet.

Mit Hilfe der neu entwickelten Steuerungs-Software wurde eine Echtzeit-Auswertung der Untersuchungsergebnisse implementiert, sodass jederzeit der aktuelle Stand der Untersuchung inklusive Auswertung sichtbar ist. Untersuchungsvektoren können auch während der Untersuchung neu positioniert, hinzugefügt oder entfernt werden. Die exakten Vektorpositionen werden jeweils dokumentiert und stehen damit für follow up-Untersuchungen zur Verfügung. Umschriebene Gesichtsfeldareale können per Zoomfunktion vergrößert dargestellt werden, um die Vektorpositionierung zu erleichtern. Die Fixationskontrolle erfolgt über eine Infrarot-Kamera, welche das Bild der Pupille an den PC-Monitor überträgt. Optional besteht die Möglichkeit, diese Interface statt mit Hilfe einer herkömmlichen Tastatur und Maus über einen Touchscreen mit Stift (CintiQ 15X, interaktives Pen Display, WACOM Europe GmbH, Krefeld, Deutschland; Abbildung 4.3) zu steuern.



Abbildung 4.3: Der WACOM Cintiq 15x ist ein Graphiktablett, das einen TFT-Bildschirm besitzt, auf dessen Oberfläche man direkt drucksensitiv zeichnen kann. Die Steuerung des OCTOPUS 101-Perimeters kann komplett über das Graphiktablett erfolgen, womit das vom GOLDMANN-Perimeter her gewohnte Gefühl des Umgangs mit Papier und Bleistift erhalten bleibt.

Damit bleibt das durch Untersuchungen mit dem GOLDMANN-Perimeter gewohnte Gefühl des Umgangs mit Papier und Bleistift – jetzt mit Touchscreen und elektronischem Steuerstift – erhalten. Um den Untersuchern die Möglichkeit zu geben, ihre Fähigkeiten zur Durchführung kinetischer Perimetrie zu trainieren, wurde gleichzeitig ein Trainingsmodul entwickelt, bei dem unbekannte (simulierte) Gesichtsfelddefekte mit Hilfe kinetischer und statischer Perimetrie aufgespürt werden sollen. Dieses Modul ist auf einem PC lauffähig und kann unabhängig von einem angeschlossenen Perimeter ausgeführt werden.

Um bei Patienten mit Gesichtsfeldausfällen einen Vergleich mit dem Gesichtsfeld eines Gesunden zu ermöglichen, wurde für das OCTOPUS 101-Perimeter ein alterskorrelierter Normgesichtsfeldberg aus automatisiert-kinetischen Untersuchungen von Normalpersonen mit verschiedenen Stimuluscharakteristika modelliert. Wählt der Untersucher eine bestimmte Stimuluscharakteristik, so erscheint im Untersuchungsmonitor automatisch die zugehörige (reaktionszeitkorrigierte) Normwertisoptere nebst zugehörigem Referenzbereich. Dies erleichtert einerseits die Orientierung bei der manuellen Untersuchung und erlaubt auch andererseits schon bei laufender Untersuchung eine Beurteilung des Gesichtsfelds des Patienten im Vergleich mit dem eines augengesunden, alterskorrelierten „Normpatienten“.

Mit dem OCTOPUS 101 steht der Methode der semi-automatischen SKD-Bestimmung nun auch ein „echtes“ Perimeter zur Seite, mit dessen Hilfe die Vorteile der konventionellen GOLDMANN-Perimetrie mit denen der computer-gestützten Steuerung verbunden werden. Durch die weite Verbreitung dieses Perimeters entfällt auch die Limitierung der Durchführbarkeit der automatisierten SKD-Bestimmung auf das „prototypische“ TCC und ergibt somit die Möglichkeit der Durchführung multizentrischer Studien.

4.4.2 Weiterentwicklung der Methode

Die grundsätzlich größte Problematik der hier vorgestellten Methode liegt in der möglichst exakten Platzierung der Vektoren auf und entlang der Skotomgrenze (siehe auch Kapitel 4.3.1.3). Sind die Messvektoren und Reaktionszeitmessvektoren nicht richtig angeordnet, so leidet darunter die Qualität der Untersuchung. Dieses kann im Extremfall dazu führen, dass einige Vektoren nicht zur automatischen Berechnung der SKD genutzt werden können. Bisher bestand hierbei nur die Möglichkeit, die automatische Untersuchung zu unterbrechen, den Vektor „per Hand“ entsprechend neu anzuordnen und dann die Untersuchung fortzusetzen. Dies bedeutete für den Patienten immer einen gewissen Konzentrations- und auch Zeitverlust. Aus diesem Grund verfügt die neueste Version der SKD-Untersuchungssoftware, welche auch erstmals bei Untersuchungen mit einem Kuppelperimeter (OCTOPUS 101, Fa. INTERZEAG, Schlieren, Schweiz; siehe Kapitel 4.3.1) eingesetzt wird, über eine automatische Korrektur nicht adäquat platzierter Vektoren: Nimmt der Patient den kinetischen Stimulus innerhalb seiner Reaktionszeit bzw. den ersten Stimulus am „Startpunkt“ des statischen Vektors wahr, so erfolgt eine automatisch Verlängerung des Vektors in den Skotombereich hinein. Die ursprüngliche Ausrichtung der Vektoren bleibt dabei erhalten. Die automatische Untersuchung muss hierzu nicht mehr unterbrochen werden.

Ein weiterer schon in Kapitel 4.3.1.3 erwähnter bislang kritischer Punkt ist die fehlende „Online“-Auswertung der Untersuchungsergebnisse. Hierdurch können erst mit einem gewissen Zeitverlust Aussagen über die individuellen perimetrischen Ergebnisse des Patienten gemacht werden, was für den klinischen Alltag ein entscheidender Nachteil ist. Mit dem Transfer der SKD-Software auf das OCTOPUS 101-Perimeter wird gleichzeitig auch eine „Online“-Auswertung implementiert: Diese liefert nicht nur sofort nach der Untersuchung das Ergebnis, sondern zeigt auch schon *während* der laufenden Untersuchung für jeden statischen oder kinetischen Vektor die aktuell ermittelte Schwelle mit der zugehörigen Streuung an.

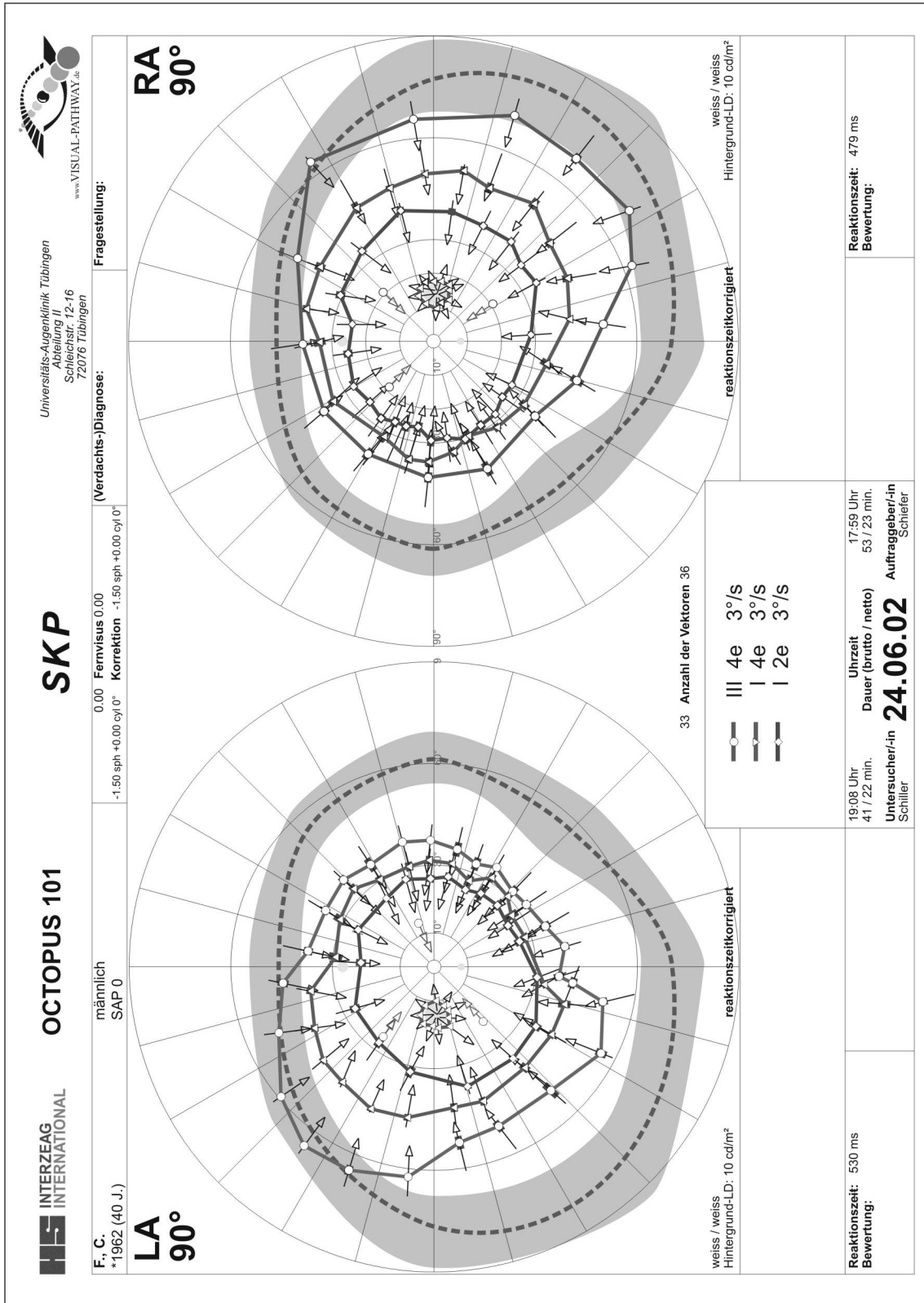


Abbildung 4.4: Ausdruck einer semi-automatisierten kinetischen Untersuchung (konzentrische Gesichtsfeldeinschränkung). Die Symbole (Kreis, Dreieck, Raute) kodieren dabei zugehörige Stimulus-Leuchtdichte, -Größe und -Winkelgeschwindigkeit. Die hinterlegten grauen Kästen zeigen die Streuung der Antworten (pro Vektor vier Darbietungen), die gestrichelte Linie die Isoptere eines alterskorrelierten Normkollektivs (Marke III 4e), die graue Fläche den Referenzbereich des Kollektivs.

Abbildung 4.4 zeigt den Ausdruck einer rein kinetischen Untersuchung eines Patienten mit einer konzentrischen Gesichtsfeldeinschränkung am OCTOPUS 101-Perimeter mit der modifizierten SKD-Software. Die modifizierte Version der SKD-Software enthält ebenfalls eine Plausibilitätskontrolle der durch die Reaktionszeitmessvektoren erhaltenen Ergebnisse, mit deren Hilfe artifiziell zu hohe bzw. zu niedrige Reaktionszeiten ausgeschlossen werden sollen (siehe auch Kapitel 4.2.1.4). Hierzu werden allerdings noch weitere Studien nötig sein, bei denen vor allem das Augenmerk auf die Reaktionszeiten in Skotomnähe gelegt werden wird. Hierbei soll dann der Frage nachgegangen werden, ob es relevante Unterschiede zwischen Reaktionszeiten in Skotomnähe und in vom Skotom entfernten Bereichen gibt. Des Weiteren lassen sich mit der neuesten Software-Version kinetische und statische Vorbefunde zur effizienten Neukonstruktion von Vektorrastern hinterlegen.

4.4.3 Weitere Untersuchungsbereiche und Studien

Nach dem Abschluss der Evaluationsphase der semi-automatischen SKD-Bestimmung und dem Transfer der Methode auf ein für den klinischen Alltag geeignetes Kuppelperimeter mit den oben erwähnten Softwaremodifikationen steht diese Methode nun der täglichen klinischen Anwendung zur Verfügung. In diesem Rahmen sind auch weitere Studien geplant, die bei der ausführlicheren, klinischen Klärung der noch offenen Fragen bezüglich Inzidenz, Pathophysiologie und prognostischen Bedeutsamkeit der stato-kinetischen Dissoziation helfen sollen.

Unter anderem soll nun die SKD bei verschiedenen Stimuluscharakteristika und Winkelgeschwindigkeiten sowohl bei augengesunden Normpersonen als auch bei Patienten mit das Gesichtsfeld einschränkenden Pathologien ermittelt werden. Entscheidend bei diesen Untersuchungen mit höheren Stimulusgeschwindigkeiten wird die bereits diskutierte RT-Korrektur der kinetisch-ermittelten Schwellen sein. Hierbei soll ein besonderes Augenmerk auf Unterschiede der SKD bei Patienten mit stabilen Gesichtsfeldausfällen (wie in dieser Studie vor-

gestellt) und Patienten mit instabilen Gesichtsfeldbefunden z.B. bei chronisch-progredienten Erkrankungen sowie bei Gesunden gelegt werden.

In einer weiteren mit dem Department of Optometry and Vision Sciences der Cardiff University (Wales, UK) geplanten Studie werden Patienten mit einem Vigabatrin-assoziierten Gesichtsfeldausfall in Tübingen und Cardiff untersucht, wobei die semi-automatische SKD-Bestimmung eine der Optionen darstellt.

Insgesamt ist somit der Schritt von der Entwicklung der Methode am prototypischen TCC zum klinischen und wissenschaftlichen Einsatz auf einem kommerziell erhältlichen Kuppelperimeter vollzogen.

Zusammenfassung

Als stato-kinetische Dissoziation (SKD) oder RIDDOCH-Phänomen bezeichnet man die Differenz zwischen einem statisch und einem kinetisch erhobenen Gesichtsfeldbefund. Sinnesphysiologische und anatomische Forschungen lassen vermuten, dass seine Ursachen spezifischen Eigenschaften des magno- und parvozellulären Systems und nachgeschalteten Zentren der Sehbahn zuzuordnen sind.

In dieser Studie wurden 15 Patienten mit fortgeschrittenen, stabilen Gesichtsfeldausfällen unterschiedlicher Genese (Glaukom, Retinitis pigmentosa und Schädigung der postchiasmalen Sehbahn) untersucht. Zunächst wurde manuell-kinetisch und -statisch der ungefähre Verlauf der Skotomgrenze (Stimulus: Größe 26', Leuchtdichte 110 cd/m²; Hintergrund-Leuchtdichte 10 cd/m²) ermittelt. Hierauf basierend wurde je eine individuelle Vektoranordnung für die automatisiert-kinetische und -statische Untersuchung erstellt. Jede Vektoranordnung bestand aus 16-24 Vektoren (Länge jeweils 6°), welche 2-3° innerhalb des Gesichtsfeldausfalls starteten und die Skotomgrenze möglichst senkrecht schnitten. In der automatisiert-kinetischen Untersuchung wurden zusätzlich 4-8 kinetische Vektoren zur Messung der individuellen Reaktionszeit des Patienten innerhalb des sicher sehenden Gesichtsfeldbereichs platziert. Alle kinetischen Vektoren wurden mit einer Geschwindigkeit von 2 °/s präsentiert und sowohl die kinetischen als auch die statischen Vektoren wurden sechs Mal in randomisierter Reihenfolge dargeboten. Die statische Vektoranordnung bestand aus der gleichen Anzahl an Vektoren wie die kinetische und hatte annähernd die gleichen Lokalisationen. An den Stellen, an denen die manuelle Untersuchung (lokale) SKD gezeigt hatte, wurde die Lage der Vektoren modifiziert. Jeder statische Vektor bestand aus 5 Stimulus-Lokalisationen in einer linearen Anordnung (Inter-Stimulus-Abstand 1,5°). Die Präsentationsdauer betrug 200 ms, die übrigen Stimuluseigenschaften entsprachen denen der manuellen bzw. automatisiert-kinetischen Untersuchung. Alle Untersuchungen wurden am Tuebingen Computer Campimeter (TCC) von demselben Untersucher durchgeführt. Die SKD wurde als positiv definiert, wenn das statische Skotom größer als das kinetische war, andernfalls als negativ. Mit einem speziell für diese Untersuchungsmethode entwickelten Algorithmus zur exakten Quantifizierung der SKD ergaben sich bemerkenswerte Schwankungen der SKD entlang der Skotomgrenze, eine besondere Bedeutung kam hierbei auch der Berücksichtigung der individuellen Reaktionszeit der kinetischen Untersuchung zu.

Insgesamt fanden sich bei allen Patienten eine (zumindest lokale) SKD jedoch relativ geringer Ausdehnung, bei acht Untersuchungen fand sich eine lokal negative SKD. Die Methode hat sich in der Durchführbarkeit auch im klinischen Alltag bewährt und gibt somit dem Untersucher ein Instrument zur zuverlässigen SKD-Quantifizierung in die Hand. Mit dem mittlerweile ebenfalls realisierten Transfer vom TCC auf das Kuppelperimeter OCTOPUS 101 (Haag-Streit, CH) entfallen nun auch die Limitierungen, die durch die Nutzung eines Kampimeters entstehen.

Glossar und Abkürzungen

Adaptation	Anpassung der Netzhaut an unterschiedliche Helligkeitsniveaus
Akkomodation	Anpassung der Augenlinse an das Sehen in der Nähe
Amblyopie	funktionelle Schwachsichtigkeit, oft infolge Schielens
Ametropie	Fehlsichtigkeit (z.B. Hyperopie, Myopie)
Apostilb [asb]	Einheit der Leuchtdichte; Umrechnung asb in cd/m ² : Leuchtdichte [asb] = π * Leuchtdichte [cd/m ²]
Area striata	siehe Sehrinde
asb	siehe Apostilb
A-Zellen	Nervenzellen in der Retina der Primaten-Netzhaut, die auf die magnozellularen Schichten des CGL projizieren; Synonyme: M-Zellen, P α -Zellen, Parasol-Zellen (wahrscheinlich); diese machen etwa 10% der retinalen Ganglienzellen aus
Blankout	siehe Ganzfeld-Blankout
Bipolarzellen	die Zellen der Retina, die zwischen den Rezeptorzellen und den Ganglienzellen liegen
Blindsight	Blindsehen; die Fähigkeit von kortikal blinden Patienten, visuelle Aufgaben korrekt zu vollziehen, ohne den visuellen Reiz bewusst wahrzunehmen
Bloch'sches Gesetz	innerhalb hinreichend kurzer Zeit (≤ 100 ms) führt das visuelle System bei der Verarbeitung von Helligkeitsinformationen eine zeitliche Summation dergestalt durch, dass Reizdauer und Reizstärke zueinander reziprok proportional sind: $T * I = \text{const.}$ mit T = Reizdauer und I = Reizstärke; für die Wahrnehmung von Helligkeitsunterschieden gilt diese Gesetzmäßigkeit bis ca. 100 ms; bei längeren Darbietungszeiten ist der subjektiv wahrgenommene Helligkeitseindruck unabhängig von der Zeit und direkt proportional zur Reizstärke (Lachenmayr 1992)
B-Zellen	Nervenzellen in der Retina der Primaten-Netzhaut, die auf die parvozellulären Schichten des CGL projizieren; Synonyme: P-Zellen, P β -Zellen, Midget-Ganglion-Zellen (wahrscheinlich); diese machen etwa 80% der retinalen Ganglienzellen aus
Blobs	stiftartige, cytochromoxidasereiche Säulen in den Schichten 2 und 3 des primären visuellen Kortex (V1); erhalten vor allem parvozellulären (wahrscheinlich aber auch magnozellularen) Input und spielen eine Rolle in der Farbwahrnehmung; projizieren auf die dünnen Streifen in V2
cd	siehe Candela

Candela [cd]	die „neue Kerze“ als Einheit der Lichtstärke; ein schwarzer Körper der Temperatur des erstarrenden Platins hat pro Quadratzentimeter ebener Oberfläche senkrecht zur Oberfläche eine Lichtstärke von 60 Candela (Kuchling 1991)
Cgl	siehe Corpus geniculatum laterale
Chiasma opticum	Sehnervenkreuzung; hier kreuzen die nasalen Fasern (repräsentieren die temporale Gesichtsfeldhälfte) zur kontralateralen Seite während die temporalen Fasern (repräsentieren die nasale Gesichtsfeldhälfte) ungekreuzt weiterlaufen
Colliculus superior	die Colliculi superiores bilden die beiden oberen Hügel der „Vierhügelplatte“ des Tectum; hierdurch zieht der vermutete zweite Hauptweg der Sehinformation, die sog. retino-tectale Bahn: ausgehend von den P _γ -Zellen der retinalen Ganglienzellschicht über die Colliculi superiores und das Pulvinar zum visuellen Kortex sowie zu anderen kortikalen Regionen
Corpus geniculatum laterale (Cgl)	„seitlicher Kniehöcker“ des (Meta-)Thalamus; Endpunkt des 3. Neurons der Sehbahn (= primäres Sehzentrum) und Ausgangspunkt der zur Sehrinde führenden Sehstrahlung (Radiatio optica) und der zur Vierhügelplatte (Colliculus superior laminae tecti) ziehenden optischen Reflexbahn (Roche 1999); engl. lateral geniculate nucleus (Lgn)
Cytochromoxidase	ein mitochondriales Enzym, das in besonders hoher Konzentration in den farbverarbeitenden Zellen des visuellen Kortex vorkommt
dB	siehe Dezibel
Dezibel [dB]	Einheit der Lichtunterschiedsempfindlichkeit (LUE); dB ist ein (negativ) logarithmisches Dämpfungsmaß zur Skalierung der LUE; $E [dB] = 10 \log (LD_{max} / (LD_{Prüfmarke} - LD_{Hintergrund}))$ mit $E = LUE$, LD_{max} = maximal mögliche Stimulusleuchtdichte in cd/m ² (geräteabhängig!), $LD_{Prüfmarke}$ = Leuchtdichte eines Stimulus in cd/m ² , $LD_{Hintergrund}$ = Leuchtdichte der Perimeter-/Kampimeter-Hintergrundfläche in cd/m ² (Lachenmayr 1992)
Exzentrizität	der Abstand eines bestimmten Punktes im Gesichtsfeld vom Fixationspunkt; üblicherweise in [°]
Fatigue-Effekt	abnehmende Sensitivität und zunehmende „short term fluctuation“ mit zunehmender Dauer einer Untersuchung; dieser Effekt ist in Arealen in Skotomnähe ausgeprägter und steigt mit zunehmender Exzentrizität und zunehmendem Patientenalter an (Hudson 1994).
fluctuation	Variabilität; unterschieden werden bei perimetrischen Untersuchungen die „short term fluctuation“ und die „long term fluctuation“: „ short term fluctuation “ (SF): Variabilität der Schwellen innerhalb ein- und derselben Untersuchung; „ long term fluctuation “ (LF): tatsächliche, aber reversible Änderungen einer Schwelle zwischen zwei Untersuchungen im Abstand von Tagen, Wochen oder Monaten (Bebie 1976b)

Frequency of seeing-Kurve	gibt die Verteilung der Wahrscheinlichkeit an, an einem bestimmten Ort des Gesichtsfeldes einen Stimulus wahrzunehmen; sie wird durch wiederholtes Präsentieren eines Stimulus zunehmender Intensität an der selben Lokalisation ermittelt; die Wahrnehmungsschwelle ist als die Intensität definiert, bei der 50% der Stimulusdarbietungen wahrgenommen werden (Walsh 1996)
Fundus	Augenhintergrund
Ganglienzellen	in der Retina der Primaten; die Schicht von Zellen in der Retina, deren Axone als N. opticus den Augapfel verlassen und über das Chiasma opticum zum Corpus geniculatum laterale ziehen
Ganzfeld-Blankout	Verblässen des Seheindrucks beim Betrachten einer strukturlosen, beleuchteten Fläche
Gesichtsfeld	die Summe aller visuellen Sinneseindrücke, welche ohne Blick-, Kopf- oder Rumpfbewegung (üblicherweise mit einem Auge) wahrgenommen werden können (Schiefer 1995)
genikulo-striäre Bahn	Teil der Sehbahn, der vom Corpus geniculatum laterale zum Striatum, also zum primären visuellen Kortex führt
Glaukom	das Glaukom ist ein ätiologisch uneinheitliches Krankheitsbild, bei dem eine Regulationsstörung im Sehnervenkopf zur Optikusneuropathie führt; Risikofaktoren ist eine Steigerung des Augeninnendrucks bzw. eine Perfusionsstörung im Sehnervenkopf (Sachsenweger 1994)
GOLDMANN-Perimeter	Standardgerät der manuellen Perimetrie; Halbkugelperimeter mit auf 10 cd/m ² kalibrierter Hintergrundleuchtdichte, mit dem das gesamte Gesichtsfeld untersucht werden kann
Hemianopsie, homonyme	Halbseitengesichtsfeldausfall; tritt bei postchiasmalen Läsionen der Sehbahn auf; es ist dabei jeweils die nasale Gesichtsfeldhälfte des einen und die temporale Gesichtsfeldhälfte des anderen Auges betroffen; je kongruenter, d.h. je deckungsgleicher die beiden Ausfälle sind, um so weiter hinten in der Sehbahn liegt die Läsion
HFA	siehe Humphrey Field Analyzer
Hintergrundleuchtdichte	die Umfeldleuchtdichte des Perimeters, also bei Halbkugelperimetern die Leuchtdichte der Schaleninnenfläche bzw. beim TCC die Leuchtdichte des Monitors, orientiert sich heute üblicherweise am Goldmann-Gerät, das 10 cd/m ² verwendet (Lachenmayr 1992)
Humphrey Field Analyzer (HFA)	Weit verbreitetes automatisches Perimeter
Hyperopie	Übersichtigkeit bzw. Weitsichtigkeit; Brechungsanomalie des Auges aufgrund einer Brechkraftminderung der Medien oder angeborenen, evtl. erblichen „Kurzbaus“ der Augenachse; die Punktvereinigung paralleler Lichtstrahlen erfolgt bei Fernblick und bei Akkommodationsruhe erst hinter der Netzhaut (Roche 1999)
Interblobs	Zellen in den Schichten 2 und 3 des primären visuellen Kortex (V1), die nicht durch Cytochromoxidase markierbar sind; erhalten vor allem magnozellulären Input und spielen eine Rolle in der Formwahrnehmung; projizieren auf die hellen Streifen in V2

Kampimeter	Vorrichtungen, die eine plane Beobachtungsfläche benutzen, auf der Reize unterschiedlicher Größe, Farbe und Intensität dargeboten werden (Lachenmayr 1992)
LD	siehe Leuchtdichte
Leuchtdichte (LD)	absolute Maßzahl für die vom Auge wahrgenommene Helligkeit einer beleuchteten Fläche; SI-Einheit: cd/m^2
LF	siehe long term fluctuation bzw. fluctuation
Lichtstärke	die von einer Lichtquelle in eine bestimmte Richtung ausgesandte Lichtmenge mit Berücksichtigung des eingeschlossenen Raumwinkels; SI-Einheit: Candela (cd)
Lichtunterschiedsempfindlichkeit (LUE)	das Vermögen des Auges, den Unterschied zwischen zwei verschiedenen Leuchtdichten (= Kontrast) wahrzunehmen; definiert als der Quotient $L/\Delta L$, wobei L die Leuchtdichte des Hintergrundes, ΔL die Differenz zwischen Leuchtdichte des Stimulus und dem Hintergrund bedeutet (Lachenmayr 1992)
long term fluctuation	siehe fluctuation
LUE	siehe Lichtunterschiedsempfindlichkeit
magnozellular	Schichten im CGL, die nach der Größe ihrer Zellkörper benannt wurden; die magnozellularen sind die Schichten 1 und 2, wobei pro Schicht je ein Auge (Schicht 1 → kontralateral, Schicht 2 → ipsilateral) repräsentiert ist
Myopie	Kurzsichtigkeit; Refraktionsanomalie, bei der sich parallel einfallende Lichtstrahlen wegen Überlänge des Augapfels oder wegen zu starker Brechkraft der Medien bereits vor der Netzhaut schneiden (auf dieser entstehen statt scharfer Bildpunkte Zerstreuungskreise; nur nahe Gegenstände werden scharf gesehen) (Roche 1999)
Netzhaut	siehe Retina
OCTOPUS 101-Perimeter	PC-gesteuertes Vollfeld-Perimeter mit einer sphärischen Kuppel, mit der das gesamte Gesichtsfeld (bis 85° Exzentrizität) untersucht werden kann; hiermit können sowohl kinetische als statische Untersuchungen durchgeführt werden
parvozellular	Schichten im CGL, die nach der Größe ihrer Zellkörper benannt wurden; die parvozellulären sind die Schichten 3 bis 6, wobei jedes Auge in zwei Schichten repräsentiert ist (Schichten 4 und 6 → kontralateral, Schichten 3 und 5 → ipsilateral)
Pα-Zellen	Primaten Alpha-Zellen; siehe A-Zellen
Pβ-Zellen	Primaten Beta-Zellen; siehe B-Zellen
Perimeter	Gerät zur Prüfung des Gesichtsfeldes; in einfachster Form (Aubert) Viertelkreisbogen mit Gradunterteilung und Fixationspunkt bei 0° ; oder Halbbogen mit zentralem Fixations- und Drehpunkt (= Förster Perimeter) und verschiebbaren runden Marken (\varnothing 3-10 mm) als Prüfzeichen (beim Maggiore Perimeter projizierte Lichtpunkte); ferner das Kugel-Perimeter (Prüfzeichen auf Innenfläche einer Hohlkugel projiziert; z.B. n. Goldmann) (Roche 1999)

Perimetrie	das Untersuchen und Messen visueller Funktionen an topographisch definierten Gesichtsfeldorten (Enoch 1978); statische Perimetrie: Stimuli werden nicht-bewegt im Gesichtsfeld dargeboten; bei der schwennnah-überschwelligigen Methode werden Stimuli dargeboten, die an jedem Gesichtsfeldort (bezogen auf ein alterskorreliertes Normkollektiv) eine geringgradig höhere Leuchtdichte aufweisen; die schwenn-eingabelnde Strategien schätzen die Lage der jeweiligen lokalen Schwellen durch schrittweises Über- oder Unterschreiten dieser imaginären Grenze; dabei kann die Schrittweise fest (z.B. in 4 dB-Schritten), in vorgewählten Stufen (zunächst in 4 dB-, bei Annäherung an die vermutete Schwelle in 2 dB-Schritten) oder mit variabler, dynamischer Schrittweite erfolgen; kinetische Perimetrie: Prinzipiell werden bei der kinetischen Perimetrie die Stimuli aus dem nicht-sehenden Bereich (entweder aus einem Skotom oder aus einem Bereich außerhalb des Gesichtsfeldes) mit einer definierten, (möglichst) konstanten Winkelgeschwindigkeit (üblicherweise 2-5°/s) in den sehenden Bereich hinein bewegt.
Pγ-Zellen	Primaten Gamma-Zellen; neben P α - und P β -Zellen dritte Gruppe retinaler Ganglienzellen; machen etwa 10% aller Zellen aus und ziehen zu den Colliculi superiores
Radiatio optica	siehe Sehstrahlung
Reaktionszeit (RT)	Zeitspanne, die eine Person braucht, um auf einen Reiz zu reagieren; bei automatischer Perimetrie: Zeit, die zwischen Wahrnehmung des Stimulus durch den Patienten und dem Betätigen des Drucktasters vergeht
Reaktionszeitmessvektor (RMV)	siehe Vektor
Retina	Netzhaut; innerste Schicht des Augapfels, welche den Seheindruck vermittelt und die ersten drei Neurone der Sehbahn enthält; typischer Schichtenaufbau von Nervenzellen: 1. Neuron \rightarrow Stäbchen und Zapfen; 2. Neuron \rightarrow Bipolarzellen; 3. Neuron \rightarrow retinale Ganglienzellen
Retinitis pigmentosa	erbliche, fortschreitende tapeto-retinale Degeneration; mit - von der Peripherie ausgehend - Knochenkörperchen-artigen Pigmenteinlagerungen und Gefäßverengung; führt zu Nachtblindheit und konzentrischer Gesichtsfeldeinschränkung
retino-tectale Bahn	Teil der Sehbahn, der von der Retina, also der Netzhaut, zum Tectum, in diesem Falle zu den Colliculi superiores, führt
Rezeptives Feld	der Bereich (z.B. auf der Retina), innerhalb dessen ein geeigneter Reiz die Impulsfrequenz eines Neurons beeinflussen kann - sozusagen das „Gesichtsfeld eines Neurons“
Riddoch-Phänomen	siehe stato-kinetische Dissoziation
RMV	siehe Reaktionszeitmessvektor bzw. Vektor
RT	siehe Reaktionszeit
Schwelle	die Schwelle der Wahrnehmung eines definierten Stimulus ist als derjenige Ort im Gesichtsfeld definiert, bei dem 50% der Stimulusdarbietungen wahrgenommen werden (siehe auch Frequency of seeing-Kurve)

Sehbahn	zieht von den retinalen Rezeptoren (Stäbchen/Zapfen) bis zur Sehrinde; im Verlauf nimmt die Anzahl der Axone von 1,2 Mio. in der Papille nervi optici auf 5 Mio. in der Sehstrahlung und schließlich 500 Mio. Neurone in der Sehrinde zu
Sehrinde	primärer visueller Kortex; Area striata; Brodmann Area 17; die kortikale Endstation der Sehbahn im hinteren, medialen Teil des Lobus occipitalis; sie hat eine elliptische Form mit einem abgerundeten, den Okzipitalpol erreichenden hinteren, und einem zugespitzten, bis an das Corpus callosum heranreichenden vorderen Ende; ihre Längsachse verläuft am Boden des Sulcus calcarinus entlang; damit ergibt sich die Teilung in eine obere Hälfte, die obere Kalkarinallippe, und in eine untere Hälfte, die untere Kalkarinallippe; die obere Gesichtsfeldhälfte projiziert sich auf die untere, die untere Gesichtsfeldhälfte auf die obere Kalkarinallippe; der zentrale Gesichtsfeldbereich ist im hinteren, polnahen Teil, der periphere im vorderen, dem Corpus callosum-nahen Teil repräsentiert (Kölmel 1988)
Sehstrahlung	Radiatio optica, Gratiolet-Sehstrahlung; die Neuriten des letzten (4.) Neurons der Sehbahn vom Corpus geniculatum laterale (seitlichen Kniehöcker) zur Sehrinde
SF	siehe short term fluctuation bzw. fluctuation
short term fluctuation (SF)	siehe fluctuation
SKD	siehe stato-kinetische Dissoziation
Skotom	Gesichtsfeldausfall; absolute Skotome : ein Stimulus mit der maximal darbietbaren Leuchtdichte (geräteabhängig!) oder zumindest einer um 20 dB überschwelligen Leuchtdichte wird nicht wahrgenommen, d.h. ein absolutes Skotom bedeutet also nicht unbedingt, dass in diesem Gesichtsfeldareal überhaupt kein Licht wahrgenommen werden kann; relative Skotom : ein Stimulus wird nur mit – verglichen zu einem alterskorrelierten Normkollektiv – erhöhter Leuchtdichte wahrgenommen
Stato-kinetische Dissoziation (SKD)	Riddoch-Phänomen; von G. Riddoch 1917 erstmals beschriebenes Phänomen, bei dem in bestimmten Gesichtsfeldteilen kinetische Stimuli wahrgenommen werden können, statische Stimuli gleicher Eigenschaften jedoch nicht (Riddoch 1917)
Strabismus	Schielen; eine Störung der Sensomotorik des Sehorgans mit der Unfähigkeit, die Blicklinien beider Augen auf den gleichen Punkt auszurichten
Streifen	durch Cytochromoxidase anfärbbare Zellen in V2, die ein typisches Muster bilden; unterschieden werden dicke Streifen (Input aus 4B (V1) → magnozellular), dünne Streifen (Input aus den Blobs (V1) → parvo- und (wahrscheinlich) magnozellular) und helle Streifen (Input aus den Interblobs (V1) → parvozellulär)
Striatum	siehe Sehrinde

Summation, räumliche	das Licht, das auf die Netzhaut fällt, kann über einen gewissen räumlichen Bereich aufsummiert werden; dies hat zur Folge, dass mit zunehmendem Stimulusdurchmesser die Stimulushelligkeit reduziert werden kann; diese räumliche Summation ist von vielen Faktoren, insbesondere von der Exzentrizität abhängig; im Mittel ist diese räumliche Summation etwa 75%, d.h., dass bei einer Vergrößerung der Stimulusfläche um den Faktor 4 die Stimulushelligkeit um den Faktor 3 verringert werden kann (Flammer 1993)
Summation, zeitliche	wird die Darbietungszeit eines Stimulus verdoppelt, so ist die benötigte Stimulusleuchtdichte nur noch halb so groß, um einen identischen Sinneseindruck auszulösen; dies gilt aber lediglich in einem Bereich bis zu ca. 50 ms; bei längerer Darbietungszeiten wird die zeitliche Summation schwächer, und nach 100 ms besteht fast keine Summation mehr (Flammer 1993)
TAP	siehe Tübinger Automatik Perimeter
TCC	siehe Tübinger Computer Campimeter
THP	siehe Tübinger Hand Perimeter
Tractus opticus	Teilstrecke der Sehbahn zwischen Chiasma und Corpus geniculatum laterale
Troxler-Effekt	Phänomen, bei dem bei konstanter Fixation ein stabilisiertes Netzhautbild für die bewusste Wahrnehmung verschwindet
Tübinger Automatik Perimeter (TAP)	Halbkugel-Automatik-Perimeter, zur statischen Gesichtsfelduntersuchung mit einer Hintergrundleuchtdichte von 10 cd/m ² ; der untersuchbare Bereich geht bis zu 90° Exzentrizität und erlaubt somit eine Untersuchung des kompletten Gesichtsfeldes; es besitzt ein starres Prüfpunktraster über in die Kuppel eingelassene Lichtleiter
Tübinger Computer Campimeter (TCC)	kampimetrische Untersuchungseinheit; die Steuerung erfolgt über einen Computer und erlaubt sowohl kinetische als auch statische Stimulusdarbietungen über den gesamten Bildschirm; der untersuchbare Bereich ist auf 34° Exzentrizität im horizontalen und 25° im vertikalen Meridian beschränkt
Tübinger Hand Perimeter (THP)	Halbkugel-Perimeter zur manuellen kinetischen (und statischen) Untersuchung mit einer Hintergrundleuchtdichte von 10 cd/m ² ; der untersuchbare Bereich geht bis zu 90° Exzentrizität und erlaubt somit eine Untersuchung des kompletten Gesichtsfeldes
Vektor	lineare Verbindung zwischen einem definierten Start- und Endpunkt; statischer Vektor : besteht aus einer bestimmten Anzahl von statischen Stimuluslokalisationen, welche äquidistant auf dem Vektor angeordnet sind; kinetischer Vektor : ein Stimulus wird mit konstanter Winkelgeschwindigkeit entlang des Vektors dargeboten; Messvektor : Vektor, der auf der Skotomgrenze platziert wird und der genauen Untersuchung des Skotomverlaufs dient; Reaktionszeitmessvektor (RMV) : Vektor, der im sicher sehenden Gesichtsfeld des Patienten zur Erfassung der individuellen Reaktionszeit positioniert wurde
Vektoranordnung	Vektorsatz, in dem Ausrichtung sowie genaue Lokalisation der Untersuchungsvektoren festgelegt sind
Visus	Sehschärfe / Auflösungsvermögen

**Weber'sches
Gesetz**

$\Delta L/L_B = \text{konstant}$ [ΔL = der gerade noch wahrnehmbare Leuchtdichteunterschied zwischen Stimulus und Hintergrund; L_B = die Hintergrundleuchtdichte]; dies bedeutet, dass der für den Schwellenreiz notwendige Leuchtdichteunterschied ΔL linear mit der Hintergrundleuchtdichte L ansteigt

X-Zellen

Zellen der Katzen-Retina mit mittelschnell leitenden Axonen, die anhaltend auf einen visuellen Stimulus antworten, solange dieser im rezeptiven Feld der Zelle präsent ist; sie besitzen relativ kleine rezeptive Felder

Y-Zellen

Zellen der Katzen-Retina mit schnell leitenden Axonen, die nur antworten, wenn ein Stimulus auftaucht bzw. verschwindet; sie besitzen große rezeptive Felder

Literaturverzeichnis

Altmann DG, Bland JM (1994).

Quartiles, quintiles, centiles, and other quantiles.
BMJ 309: 996.

Anderson DR, Feuer WJ, Alward WLM, Skuta GL (1989).

Threshold Equivalence Between Perimeters.
Am J Ophthalmol 107: 493-505.

Aulhorn E, Harms H, Raabe M (1966).

Die Lichtunterschiedsempfindlichkeit als Funktion der Umfeldleuchtdichte.
Doc Ophthalmol 20: 537-556.

Aulhorn E (1975a).

Über die Automatisierung der perimetrischen Untersuchung. Die Wahl der Untersuchungsstrategie aus augenärztlicher Sicht.
Biomedizinische Technik 20: 307-308.

Aulhorn E, Gauger E, Hagemeyer HT (1975b).

Über die Automatisierung der perimetrischen Untersuchung.
Biomed Tech 20 (Ergänzungsband): 309-310.

Aulhorn E (1978).

Pros and Cons of Quick-Tests in Glaucoma Perimetry.
Glaucoma Update. Krieglstein GK, Leydhecker W. Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag: 79-92.

Aulhorn E, Durst W (1982).

Rasterperimetrie in der augenärztlichen Praxis.
Fortschr Ophthalmol 79: 350-353.

Bair HL (1940).

Some fundamental physiologic principles in study of the visual field.
Arch Ophthalmol 24: 10-20.

Barbur JL, Watson JDG, Frackowiak RSJ, Zeki S (1993).

Conscious Vision without V1.
Brain 116: 1293-1302.

Bebie H, Fankhauser F, Spahr J (1976a).

Static Perimetry: Strategies.
Acta Ophthalmol 54: 325-338.

Bebie H, Fankhauser F, Spahr J (1976b).

Static Perimetry: Accuracy and Fluctuations.

Acta Ophthalmol 54: 339-348.

Beck RW, Bergstrom TJ, Lichter PR (1985).

A Clinical Comparison of Visual Field Testing With a New Automated Perimeter, the Humphrey Field Analyzer, and the Goldmann Perimeter.

Ophthalmology 92: 77-82.

Bellis CJ (1933).

Reaction time and chronological age.

Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine 30: 801-803.

Benevento LA, Rezak M (1976).

The cortical projections of the inferior pulvinar and adjacent lateral pulvinar in the rhesus monkey (*macaca mulatta*): an autoradiographic study.

Brain Res 108: 1-24.

Benevento LA, Yoshida K (1981).

The Afferent and Efferent Organization of the Lateral Geniculo-Prestriate Pathways in the Macaque Monkey.

J Comp Neurol 203: 455-474.

Bickler-Bluth M, Trick GL, Kolker AE, Cooper DG (1989).

Assessing the Utility fo Reliability Indices for Automated Visual Fields.

Ophthalmology 96: 616-619.

Blakemore CB, Vital-Durand F (1981).

Distribution of X- and Y-cells in the monkey's lateral geniculate nucleus.

J Physiol 320: 17-18.

Bolanowski SJ, Doty RW (1987).

Perceptual "Blankout" of Monocular Homogenous Fields (Ganzfelder) is Prevented with Binocular Viewing.

Vision Res 27: 967-982.

Brenton RS, Phelps CD, Rojas P, Woolson RF (1986).

Interocular Differences of the Visual Field in Normal Subjects.

Invest Ophthalmol Vis Sci 27: 799-805.

Brodmann K (1908).

Beiträge zur histologischen Lokalisation der Grosshirnrinde. VI. Mitteilung: Die Cortexgliederung des Menschen.

J Psych Neurol 10: 231-246.

Bullier J, Kennedy H (1983).

Projection of the Lateral Geniculate Nucleus onto Cortical Area V2 in the Macaque Monkey.

Exp Brain Res 53: 168-172.

Bullier J, Nowak LG (1995).

Parallel versus serial processing: new vistas on the distributed organization of the visual system.

Curr Opin Neurobiol 5: 497-503.

Charlier JR, Defoort S, Rouland JF, Hache JC (1989).

Comparison of automated kinetic and static visual fields in neuro-ophthalmology patients.

Perimetry Update 1988/1989. Heijl A. Amsterdam, Berkeley, Milano, Kugler & Ghedini Publications: 3-8.

Cleland BG, Dubin MW, Levick WR (1971).

Sustained and transient neurones in the cat's retina and lateral geniculate nucleus.

J Physiol 217: 473-496.

Cowey A, Stoerig P, Perry VH (1989).

Transneuronal retrograde degeneration of retinal ganglion cells after damage to striate cortex in macaque monkeys: selective loss of P β cells.

Neuroscience 29: 65-80.

Cowey A, Stoerig P (1991).

The neurobiology of blindsight.

Trends Neurosci 14: 140-145.

Crawford MLJ, Chodosh J (1990).

Cytochrome oxidase patterns in V2 cortex of macaque.

Invest Ophthalmol Vis Sci 31 (Supplement): 89.

Demirel S, Vingrys AJ (1995).

Acceptable false response rates for reliable perimetric outcomes.

Perimetry Update 1994/95. Mills RP, Wall M. Amsterdam, New York, Kugler Publications: 83-88.

Derrington AM, Lennie P (1984).

Spatial and temporal contrast sensitivities of neurones in lateral geniculate nucleus of macaque.

J Physiol 357: 219-240.

Desimone R, Fleming J, Gross CG (1980).

Prestriate afferents to inferior temporal cortex: An HRP study.

Brain Res 184: 41-55.

DeYoe EA, VanEssen DC (1985).

Segregation of efferent connections and receptive field properties in visual area V2 of the macaque.

Nature 317: 58-61.

Dietrich TJ, Selig B, Friedrich M, Benda N, Schiefer U (1996).

Calibration routines for video display units for perimetric examinations.

German J Ophthalmol 5 (Supplement): 125.

Dreher B, Fukada Y, Rodieck RW (1976).

Identification, classification and anatomical segregation of cells with x-like and y-like properties in the lateral geniculate nucleus of old-world primates.

J Physiol 258: 433-452.

Dubner R, Zeki S (1971).

Response properties and receptive fields of cells in an anatomically defined region of the superior temporal sulcus in the monkey.

Brain Res 35: 528-532.

Enoch JM, Aulhorn E, Dubois-Poulsen A, Fankhauser F, Friedmann A, Greve E, Harms H, Verriest G (1978).

Perimetric Standards and Perimetric Glossary.

The Hague, Boston, London, Dr. W. Junk bv Publishers.

Enroth-Cugell C, Robson JG (1966).

The contrast sensitivity of retinal ganglion cells of the cat.

J Physiol 187: 517-552.

Fankhauser F, Schmidt T (1960).

Die optimalen Bedingungen für die Untersuchung der räumlichen Summation mit stehender Reizmarke nach der Methode der quantitativen Lichtsinnperimetrie.

Ophthalmologica 139: 409-423.

Fankhauser F (1969).

Kinetische Perimetrie.

Ophthalmologica 158: 406-418.

ffytche DH, Guy CN, Zeki S (1995).

The parallel visual motion inputs into areas V1 and V5 of human cerebral cortex.

Brain 118: 1375-1394.

Finkelstein JI, Johnson LN (1989).

Relative Scotoma and Statokinetic Dissociation (Riddoch's phenomenon) from Occipital Lobe Dysfunction.

Annual Meeting of the Pennsylvania Academy of Ophthalmology and Otolaryngology 41: 789-791.

Flammer J, Drance SM, Schulzer M (1983).

The estimation and testing of the components of long-term fluctuation of the differential light threshold.

Fifth International Visual Field Symposium. Greve EL, Heijl A. The Hague, Boston, Lancaster, Dr W. Junk Publishers: 383-389.

Flammer J, Drance SM, Fankhauser F, Augustiny L (1984a).

Differential Light Threshold in Automated Static Perimetry.

Arch Ophthalmol 102: 876-879.

Flammer J, Drance SM, Zulauf M (1984b).

Differential Light Threshold: Short- and Long-term Fluctuation in Patients With Glaucoma, Normal Controls, and Patients With Suspected Glaucoma.

Arch Ophthalmol 102: 704-706.

Flammer J, Drance SM, Augustiny L, Funkhouser A (1985).

Quantification of Glaucomatous Visual Field Defects with Automated Perimetry.

Invest Ophthalmol Vis Sci 26: 176-181.

Flammer J (1993).

Automatische Perimetrie: Theoretische Grundlagen.

Perimetrie mit besonderer Berücksichtigung der Automatischen Perimetrie.

Gloor B. Stuttgart, Enke: 34-58.

Fuhr PS, Hershner TA, Daum KM (1990).

Ganzfeld Blankout occurs in Bowl Perimetry and Is Eliminated by Translucent Occlusion.

Arch Ophthalmol 08: 983-988.

Gandolfo E, Zingirian M, Capris P (1985).

The Automated Program 'Genoa Glaucoma Screening'.

Proceedings of the 6th Int. Visual Field Symposium. Heijl A, Greve EL.

Dordrecht, The Netherlands, Dr W. Junk Publishers.

Gandolfo E, Rossi F, Ermini D, Zingirian M (1995).

Early perimetric diagnosis of glaucoma by stato-kinetic dissociation.

Perimetry Update 1994/95. Mills RP, Wall M. Amsterdam, New York, Kugler Publications: 271-276.

Gandolfo E (1996).

Stato-kinetic dissociation in subjects with normal and abnormal visual fields.

Eur J Ophthalmol 6: 408-414.

Gleissner M, Lachenmayr BJ (1992).

Lichtsinn- und Flimmerperimetrie.

Ophthalmologe 89: 162-165.

Gloor BP, Fässler A, Lüdin B (1980).

Glaukomgesichtsfelder: Verlaufsbeobachtungen mit dem automatischen Perimeter Octopus.

Klin Monatsbl Augenheilkd 177: 748-752.

Gloor BP, Schmied U, Fässler A (1981).

Changes of Glaucomatous Field Defects - Analysis of OCTOPUS fields with programme Delta.

Documenta Ophthalmologica Proceeding Series. Greve EL, Verriest G. The Hague, Dr W. Junk bv Publishers: 11-15.

Gloor BP (1993a).

Manuelle Perimetrie.

Perimetrie mit besonderer Berücksichtigung der Automatischen Perimetrie. Gloor B. Stuttgart, Enke: 22-33.

Gloor BP, Stürmer J (1993b).

Entwicklung der Perimetrie.

Perimetrie mit besonderer Berücksichtigung der Automatischen Perimetrie. Gloor B. Stuttgart, Enke: 1-21.

Goldmann H (1945a).

Ein selbstregistrierendes Projektionskugelperimeter.

Ophthalmologica 109: 71-79.

Goldmann H (1945b).

Grundlagen exakter Perimetrie.

Ophthalmologica 109: 57-70.

Gouras P, Krüger J (1979).

Responses of Cells in Foveal Visual Cortex of the Monkey to Pure Color Contrast.

J Neurophysiol 42: 850-860.

Graefe (1856).

Über die Untersuchung des Gesichtsfeldes bei amblyopischen Affektionen.

Graefe's Archiv 2: 258.

Gramberg-Danielsen B (1994).

Rechtlich korrekte Gesichtsfeldbestimmung.

Augenarzt 28: 141-143.

Greve EL (1973).

Single and multiple stimulus static perimetry; The two phases of perimetry.

The Hague, Dr.W.Junk b.v. Publishers.

Groenow W (1893).

Ueber die Sehschärfe der Netzhautperipherie und eine neue Untersuchungsmethode derselben.

Arch Augenheilkd 26: 85-132.

Haefliger IO, Flammer J (1989).

Increase of Short-Term Fluctuation of the Differential Light Threshold Around a Physiologic Scotoma.

Am J Ophthalmol 107: 417-420.

Harms H (1950).

Entwicklungsmöglichkeiten der Perimetrie.

Graefe's Arch Ophthalmol 150: 28-57.

Harms H, Aulhorn E (1959).

Vergleichende Untersuchungen über den Wert der quantitativen Perimetrie, Skiaskotometrie und Verschmelzungsfrequenz für die Erkennung beginnender Gesichtsfeldstörungen beim Glaukom.

Doc Ophthalmol 13: 303-332.

Heijl A, Krakau CET (1975).

An automatic static perimeter, design and pilot study.

Acta Ophthalmol 53: 293-310.

Heijl A (1977).

Time changes of contrast thresholds during automated perimetry.

Acta Ophthalmol 55: 696-708.

Heijl A, Drance SM (1981).

A clinical comparison of three computerized automatic perimeters in the detection of glaucoma defects.

Arch Ophthalmol 99: 832-836.

Heijl A, Drance SM (1983).

Changes in differential threshold in patients with glaucoma during prolonged perimetry.

Br J Ophthalmol 67: 512-516.

Heijl A, Lindgren G, Olsson J (1987a).

Normal Variability of Static Perimetric Threshold Values Across the Central Visual Field.

Arch Ophthalmol 105: 1544-1549.

Heijl A, Lindgren G, Olsson J (1987b).

Reliability parameters in computerized perimetry.

Doc Ophthalmol Proc Ser 49: 593-600.

Heijl A, Lindgren A, Lindgren G (1989a).

Test-Retest Variability in Glaucomatous Visual Fields.

Am J Ophthalmol 108: 130-135.**Heijl A, Lindgren G, Olsson J (1989b).**

The Effect of Perimetric Experience in Normal Subjects.

Arch Ophthalmol 107: 81-86.**Heijl A, Bengtsson B (1996).**

The Effect of Perimetric Experience in Patients With Glaucoma.

Arch Ophthalmol 114 (Supplement): 19-22.**Heur DK, Gressel MG, Anderson DR, Knighton RW, Fantes FE (1985).**

Does the Octopus Perimeter obey Weber's law?

Invest Ophthalmol Vis Sci 26: 40.**Heuer DK, Anderson DR, Feuer WJ, Gressel MG (1987).**

The Influence of Refraction: Accuracy on Automated Perimetric Threshold Measurements.

Ophthalmology 94: 1550-1553.**Holliday IA, Anderson SJ, Harding GFA (1997).**

Magnetoencephalographic evidence for non-geniculate visual input to human cortical area V5.

Neuropsychologia 35: 1139-1146.**Hubel DH, Wiesel TN (1972).**

Laminar and Columnar Distribution of Geniculo-cortical Fibers in the Macaque Monkey.

J Comp Neurol 146: 421-450.**Hudson C, Wild JM (1992).**

Assessment of Physiologic Statokinetic Dissociation by Automated Perimetry.

Invest Ophthalmol Vis Sci 33: 3162-3168.**Hudson C, Wild JM, O'Neill EC (1994).**

Fatigue Effects During a Single Session of Automated Static Threshold Perimetry.

Invest Ophthalmol Vis Sci Science 35: 268-280.**Johnson CA, Adams CW, Lewis RA, Keltner JL (1987a).**

Fatigue effects in automated perimetry.

*Noninvasive assessment of the visual system technical digest. Washington, Optical Society of America: 126-129.***Johnson CA, Keltner JL (1987b).**

Optimal rates of movement for kinetic perimetry.

Arch Ophthalmol 105: 73-75.

Johnson CA, Nelson-Quigg JM (1993).

A Prospective Three-year Study of Response Properties of Normal Subjects and Patients during Automated Perimetry.

Ophthalmology 100: 269-274.

Johnson CA, Cioffi GA, Drance SM, Gaasterland D, Mills RP, Ashburn F, Hnik P, Coevorden REV (1997).

A Multicenter Comparison Study of the Humphrey Field Analyzer I and the Humphrey Field Analyzer II.

Ophthalmology 104: 1910-1917.

Kaplan E, Shaplan RM (1982).

X and Y cells in the lateral geniculate nucleus of macaque monkeys.

J Physiol 330: 125-143.

Katsumori N, Bun J, Shirabe H, Mizokami K (1991).

Statokinetic dissociation in glaucomatous peripheral visual damage.

Perimetry Update 1990/1991. Mills RP, Heijl A. Amsterdam, New York, Kugler Publications: 503-507.

Katz J, Sommer A (1986).

Asymmetry and Variation in the Normal Hill of Vision.

Arch Ophthalmol 104: 65-68.

Katz J, Sommer A (1987).

A Longitudinal Study of the Age-Adjusted Variability of Automated Visual Fields.

Arch Ophthalmol 105: 1083-1086.

Keltner JL, Johnson CA (1983).

Automated and Manual Perimetry - A Six-Year Overview.

Ophthalmology 91: 68-85.

Keltner JL, Johnson CA, Quigg JM, Cello KE, Kass MA, Gordon MO (2000).

Confirmation of Visual Field Abnormalities in the Ocular Hypertension Treatment Study.

Arch Ophthalmol 118: 1187-1194.

Klewin KM, Radius RL (1986).

Background illumination and Automated Perimetry.

Arch Ophthalmol 104: 395-397.

Kölmel HW (1988).

Die homonymen Hemianopsien.

Berlin, Heidelberg, New York, Springer Verlag.

Konareva-Kostianeva M, Atanassov M (1998).

Learning effect in automatic static perimetry with Dicon TKS 4000 computed perimeter.

Folia Medica (Plovdiv) 40 (Supplement): 34-37.

Krastel H, Auffarth GU, Glaser N, Beitzinger M, Alexandridis E (1996).

Häufigkeit und Ausprägung des Riddoch-Phänomens (stato-kinetische Dissoziation) in der Perimetrie bei Netzhaut-, Sehnerv- und cerebralen Erkrankungen.

Der Ophthalmologe 93 (Supplement): 152.

Kuchling H (1991).

Taschenbuch der Physik.

Fachbuchverlag, Leipzig.

Lachenmayr BJ, Vivell PMO (1992).

Perimetrie.

Stuttgart, New York, Georg Thieme Verlag.

Lange S, Bender R (2001).

Median oder Mittelwert?

Dtsch Med Wochenschr 126: T25-26.

Langerhorst CT, Berg TJTPvd, Greve EL (1989).

Fluctuation and general health in automated perimetry in glaucoma.

Perimetry Update 1988/89. Heijl A. Amsterdam, Berkeley, Milano, Kugler & Ghedini Publications: 159-164.

Leventhal AG, Rodieck RW, Dreherr B (1981).

Retinal Ganglion Cell Classes in the Old World Monkey: Morphology and Central Projections.

Science 213: 1139-1142.

Leydhecker W, Körner U (1981).

Ist das Goldmann-Perimeter überholt?

Z Prakt Augenheilkd 2: 183-189.

Lindenmuth KA, Skuta GL, Rabbani R, Musch DC (1989).

Effects of Pupillary Constriction on Automated Perimetry in Normal Eyes.

Ophthalmology 96: 1298-1301.

Livingstone MS, Hubel DH (1984a).

Anatomy and physiology of a color system in the primate visual cortex.

J Neurosci 4: 309-356.

Livingstone MS, Hubel DH (1984b).

Specificity of intrinsic connections in primate primary visual cortex.

J Neurosci 4: 2830-2835.

Livingstone MS, Hubel DH (1987a).

Connections Between Layer 4B of Area 17 and the Thick Cytochrome Oxidase Stripes of Area 18 in the Squirrel Monkey.

J Neurosci 7: 3371-3377.

Livingstone MS, Hubel DH (1987b).

Psychophysical Evidence for Separate Channels for the Perception of Form, Color, Movement, and Depth.

J Neurosci 7: 3416-3468.

Livingstone MS, Hubel D (1988).

Segregation of Form, Color, Movement, and Depth: Anatomy, Physiology, and Perception.

Science 40: 740-749.

Lund JS (1973).

Organization of Neurons in the Visual Cortex, Area 17, of the Monkey (*Macaca mulatta*).

J Comp Neurol 147: 455-496.

Lund JS, Boothe RG (1975).

Interlaminar Connections and Pyramidal Neuron Organisation in the Visual Cortex, Area 17, of the Macaque Monkey.

J Comp Neurol 159: 305-334.

Maffei L, Fiorentini A (1972).

The visual cortex as a spatial frequency analyser.

Vision Res 13: 1255-1267.

Maunsell JHR, VanEssen DC (1983).

The connections of the middle temporal visual area (MT) and their relationship to a cortical hierarchy in the macaque monkey.

J Neurosci 3: 2563-2586.

McCluskey DJ, Douglas JP, O'Connor PS, Story K, Ivy LM, Harvey JS (1986).

The Effect of Pilocarpine on the Visual Field in Normals.

Ophthalmology 93: 843-846.

Merigan WH, Maunsell JHR (1990).

Macaque vision after magnocellular lateral geniculate lesions.

Vis Neurosci 5: 347-352.

Merigan WH, Maunsell JHR (1993).

How parallel are the primate visual pathways?

Annu Rev Neurosci 1993 16: 369-402.

Mikelberg FS, Drance SM, Schulzer M, Wijsman K (1987).

The effect of miosis on visual field indices.

Doc Ophthalmol Proc Ser 49: 645.

Minkowski M (1920).

2. Über den Verlauf, die Endigung und die zentrale Repräsentation von gekreuzten und ungekreuzten Sehnervenfasern bei einigen Säugetieren und beim Menschen.

Arch Neurol Psy 6: 201-252.

Mohler CW, Wurtz RH (1977).

Role of Striate Cortex and Superior Colliculus in Visual Guidance of Saccadic Eye Movements in Monkeys.

J Neurophysiol 40: 74-94.

Mutlukan E (1993).

Computerised campimetry with static dark-on-bright stimuli.

Doc Ophthalmol 84: 335-350.

Nelson-Quigg JM, Twelker JD, Johnson CA (1989).

Response Properties of Normal Observers and Patients During Automated Perimetry.

Arch Ophthalmol 107: 1612-1615.

Niesel P (1970).

Streuungen perimetrischer Untersuchungsergebnisse.

Ophthalmologica 161: 180-186.

Niles CR, Trope GE (1988).

The influence of experience on mean defect and reliability factors in automated perimetry.

Invest Ophthalmol Vis Sci 29 (Supplement): 356.

Norden LC (1989).

Reliability in perimetry.

Journal of the American Optometric Association 60: 880-890.

Olsson J, Asman P, Heijl A (1997).

A perimetric learner's index.

Acta Ophthalmol Scand 75: 665-668.

Osako M, Casson EJ, Johnson CA, Huang P, Keltner JL (1991).

Statokinetic dissociation: analysis of spatial and temporal characteristics by perimetry.

Perimetry Update 1990/1991. Mills RP, Heijl A. Amsterdam, New York, Kugler Publications: 129-134.

Parrish RK, Schiffman J, Anderson DR (1984).

Static and Kinetic Visual Field Testing.

Arch Ophthalmol 102: 1497-1502.

Perenin MT, Jeannerod M (1977).

Visual function within the hemianoptic field following early cerebral hemidecortication in man - I. Spatial localization.

Neuropsychologia 16: 1-13.

Plant GT, Laxer KD, Barbaro NM, Schiffman JS, Nakayama K (1993a).

Impaired visual motion perception in the contralateral hemifield following unilateral posterior cerebral lesions in humans.

Brain 116: 1303-1335.

Plant GT, Nakayama K (1993b).

The characteristics of residual motion perception in the hemifield contralateral to lateral occipital lesions in humans.

Brain 116: 1337-1353.

Pohl W (1973).

Dissociation of spatial discrimination deficits following frontal and parietal lesions in monkeys.

J Comp Physiol Psych 82: 227-239.

Portney GL, Krohn MA (1978).

Automated perimetry: background, instruments and methods.

Surv Ophthalmol 22: 271-278.

Reich D (2003).

Roche Lexikon Medizin.

München, Urban & Fischer.

Reynolds M, Stewart WC, Sutherland S (1990).

Factors that influence the prevalence of positive catch trials in glaucoma patients.

Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol 228: 338-341.

Riddoch G (1917).

Dissociation of visual perceptions due to occipital injuries, with especial reference to appreciation of movement.

Brain 40: 15-57.

Rockland KS, Pandya DN (1979).

Laminar origins and terminations of cortical connections of the occipital lobe in the rhesus monkey.

Brain Res 179: 3-20.

Rodman HR, Albright TD (1987).

Coding of visual stimulus velocity in area MT of the macaque.
Vision Res 27: 2035-2048.

Rönne H (1920).

Zur Theorie und Technik der Bjerrumschen Gesichtsfelduntersuchung.
Arch Augenheilkd 78: 284-301.

Rosa Gdl, Reyes JAA, Sierra MAG (1990).

Rapid assessment of the visual field in glaucoma using an analysis based on multiple correlations.
Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol 228: 387-391.

Rosa Gdl (1997).

Influence of the "fatigue effect" on the mean deviation measurement in perimetry.
Eur J Ophthalmol 7: 29-34.

Sachsenweger M (1994).

Augenheilkunde.
Bob A, Bob K, Hippokrates Verlag Stuttgart, Stuttgart.

Safran AB, Glaser JS (1980).

Statokinetic Dissociation in lesions of the anterior visual pathways.
Archives of Ophthalmology 98: 291-295.

Safran AB, Bader C, Brazitikos PD, Weisse Cd, Désangles D (1992).

Increasing Short-term Fluctuation by Increasing the Intensity of the Fixation Aid During Perimetry.
Am J Ophthalmol 113: 193-197.

Schiefer U, Wilhelm H (1995).

Gesichtsfeld-Kompendium.
Klin Monatsbl Augenheilkd 4 (Sonderdruck).

Schiefer U, Wilhelm H, Burth R, Datum KH (1998).

Konventionelle Perimetrie - Eine Umfrage unter deutschen Augenärzten.
Z Prakt Augenheilkd 19: 341-345.

Schiefer U, Schiller J, Selig B, Dietrich TJ, Flad M, Stumpp F, Dietz K (1999).

How does reaction time depend on eccentricity and luminance of kinetic targets? - A [video-] campimetric study in young normal volunteers.
Invest Ophthalmol Vis Sci 40: 71.

Schiefer U, Schiller J, Paetzold J, Benda N, Vonthein R, Dietrich TJ (2000). Evaluation and follow-up advanced visual field defects with semi-automated kinetic perimetry (S-AKP).

Invest Ophthalmol Vis Sci 41: 295.

Schiefer U, Malsam A, Flad M, Stumpp F, Dietrich TJ, Paetzold J, Vonthein R, Knorr M, Denk PP (2001a).

Evaluation of glaucomatous visual field loss with locally condensed grids using fundus-oriented perimetry (FOP).

Eur J Ophthalmol 11 (Supplement): 57-62.

Schiefer U, Schiller J, Dietrich TJ, Besch D, Paetzold J, Vonthein R (2001b).

Evaluation of advanced visual field loss with computer-assisted kinetic perimetry.

Perimetry Update 2000/2001. Wall M, Mills RP. The Hague, Kugler Publications: 131-136.

Schiefer U, Schiller J, Paetzold J, Dietrich TJ, Vonthein R, Besch D (2001c).

Evaluation ausgedehnter Gesichtsfelddefekte mittels computerassistierter kinetischer Perimetrie.

Klin Monatsbl Augenheilkd 218: 13-20.

Schiefer U, Strasburger H, Becker ST, Vonthein R, Dietrich TJ, Schiller J, Hart W (2001d).

Reaction time in automated kinetic perimetry: effects of stimulus luminance, eccentricity, and movement direction.

Vision Res 41: 2157-2164.

Schiefer U, Flad M, Stumpp F, Malsam A, Paetzold J, Vonthein R, Denk PO, Sample PA (2003).

Increased Detection Rate of Glaucomatous Visual Field Damage With Locally Condensed Grids.

Arch Ophthalmol 121: 458-465.

Schiller J, Selig B, Dietrich TJ, Becker ST, Stumpp F, Dietz K, Schiefer U (1999).

Does direction of linear target motion influence reaction time? - A campimetric study using automated kinetic stimuli.

Invest Ophthalmol Vis Sci 40: 845.

Schiller PH, Malpeli JG (1978).

Functional Specificity of Lateral Geniculate Nucleus Laminae of the Rhesus Monkey.

J Neurophysiol 41: 788-797.

Schneider GE (1969).

Two Visual Systems.
Science 163: 895-902.

Shapley R, Kaplan E, Soodak R (1981).

Spatial summation and contrast sensitivity of X and Y cells in the lateral geniculate nucleus of the macaque.
Nature 292: 543-545.

Shapley R, Perry VH (1986).

Cat and monkey retinal ganglion cells and their visual functional roles.
Trends Neurosci 9: 229-235.

Shipp S, Zeki S (1985).

Segregation of pathways leading from area V2 to areas V4 and V5 of macaque monkey visual cortex.
Nature 315: 322-325.

Shipp S, Jong BMD, Zihl J, Frackowiak RSJ, Zeki S (1994).

The brain activity related to residual motion vision in a patient with bilateral lesions of V5.
Brain 117: 1023-1038.

Stewart WC, Hunt HH (1993).

Threshold Variation in Automated Perimetry.
Surv Ophthalmol 37: 253-261.

Stürmer J (1985).

What do glaucomatous visual fields really look like in fine-grid computerized profile perimetry?
Dev Ophthalmol 12: 1-47.

Teichner WH (1954).

Recent studies of simple reaction time.
Psychol Bull 51: 128-149.

Tolhurst DJ (1973).

Separate channels for the analysis of the shape and the movement of a moving visual stimulus.
J Physiol 231: 385-402.

Tolhurst DJ (1977).

Colour-coding properties of sustained and transient channels in human vision.
Nature 266: 266-268.

Tootell RBH, Silverman MS, DeValois RL, Jacobs GH (1983).

Functional Organization of the Second Cortical Visual Area in Primates.
Science 220: 737-739.

Traquair HM (1949).

An introduction to clinical perimetry.

Henry Kimpton, London.

Troxler D (1804).

Über das Verschwinden gegebener Gegenstände innerhalb unseres Gesichtskreises.

Ophthalmologische Bibliothek. Himly K, Schmidt A. 1-53.

Tsutsui J, Ichihashi K, Kimura H (1984).

Dynamic topography of visual evoked potentials and extrageniculate projection in case of Riddoch phenomenon.

Jpn J Ophthalmol 28: 20-30.

Ungerleider LG, Mishkin M (1979).

The Striate Projection Zone in the Superior Temporal Sulcus of *Macaca mulatta*: Location and Topographic Organization.

J Comp Neurol 188: 347-366.

Ungerleider L, Mishkin M (1982).

Two cortical systems.

Analysis of visual behaviour. Ingle GDJ, Mansfield RJW. Cambridge, MIT Press: 594-586.

Vingrys AJ, Demirel S (1998).

False-Response Monitoring during Automated Perimetry.

Optom Vis Sci 75: 513-517.

Wabbels B, Kolling G (1999a).

Automatische kinetische Perimetrie mit dem Twinfield-Perimeter.

Z prakt Augenheilkd 20: 401-406.

Wabbels B, Schiefer U (1999b).

Altersabhängige "Fehlerquoten" bei der automatischen Rasterkampimetrie mit hellen und dunklen Stimuli.

Ophthalmologe 96: 813-821.

Wabbels B, Kolling G (2001).

Automatische kinetische Perimetrie mit unterschiedlichen Prüfungsgeschwindigkeiten.

Ophthalmologe 98: 168-173.

Wall M, Maw RJ, Stanek KE, Chauhan BC (1996).

The Psychometric Function and Reaction Times of Automated Perimetry in Normal and Abnormal Areas of the Visual Field in Patients With Glaucoma.

Invest Ophthalmol Vis Sci 37: 878-885.

Walsh TJ (1996).

Visual Fields - Examination and Interpretation.
Ophthalmology Monographs, Palace Press, San Francisco.

Weber J, Dobek K (1986).

What Is the Most Suitable Grid for Computer Perimetry in Glaucoma Patients?
Ophthalmologica 192: 88-96.

Weber J (1993).

Automatische Perimetrie: Geräteübersicht.
Perimetrie mit besonderer Berücksichtigung der Automatischen Perimetrie.
Gloor B, Stuttgart, Enke: 59-103.

Wedemeyer L, Johnson CA, Keltner JL (1989).

Statokinetic dissociation in optic nerve disease.
Perimetry Update 1988/1989. Heijl A. Amsterdam, Berkeley, Milano, Kugler & Ghedini Publications: 9-14.

Weiskrantz L, Warrington EK, Sanders MD, Marshall J (1974).

Visual capacity in the hemianopic field following a restricted occipital ablation.
Brain 97: 709-728.

Weiskrantz L (1995).

Blindsight - Not an Island Unto Itself.
Curr Dir Psych Sci 4: 146-151.

Weiskrantz L (1996).

Blindsight revisited.
Curr Opin Neurobiol 6: 215-220.

Werner EB, Adelson A, Krupin T (1988).

Effect of Patient Experience on the Result of Automated Perimetry in Clinically Stable Glaucoma Patients.
Ophthalmology 95: 764-767.

Werner EB, Krupin T, Adelson A, Feitl ME (1990).

Effect of Patient Experience on the Results of Automated Perimetry in Glaucoma Suspect Patients.
Ophthalmology 97: 44-48.

Wild JM, Dengler-Harles M, Searle AET, O'Neill EC, Crews SJ (1989).

The influence of the learning effect on automated perimetry in patients with suspected glaucoma.
Acta Ophthalmol 67: 537-545.

- Wild JM, Searle AET, Dengler-Harles M, E.C.O'Neill (1991).**
Long-term follow-up of baseline learning and fatigue effects in the automated perimetry of glaucoma and ocular hypertensive patients.
Acta Ophthalmol 69: 210-216.
- Wildberger H, Robert Y (1988).**
How good are the correlations between contrast sensitivity and differential light sensitivity in the visual field in optic neuropathies.
Klin Monatsbl Augenheilkd 192: 113-116.
- Wilensky JT, Joondeph BC (1984).**
Variation in visual field measurements with an automated perimeter.
Am J Ophthalmol 3: 328-331.
- Wilson ME, Toyne MJ (1970).**
Retino-tectal and cortico-tectal projections in macaca mulatta.
Brain Res 24: 395-406.
- Wong AMF, Sharpe JA (2000).**
A Comparison of Tangent Screen, Goldmann, and Humphrey Perimetry in the Detection and Localization of Occipital Lesions.
Am Acad Ophthalmol 107: 527-544.
- Wood JM, Wild JM, Hussey MK, Crews SJ (1987).**
Serial examination of the normal visual field using Octopus automated projection perimetry. Evidence for a learning effect.
Acta Ophthalmol 65: 326-333.
- Woodworth RS, Schlosberg H (1954).**
Experimental Psychology.
New York, Holt.
- Yabuki K, Sakai M, Suzumura H, Endo N, Matsuo H (1989).**
A comparison of kinetic and static perimetry for lesions in the visual pathway.
Perimetry Update 1988/1989. Heijl A. Amsterdam, Berkeley, Milano, Kugler & Ghedini Publications: 15-19.
- Yukie M, Iwai E (1981).**
Direct Projection From the Dorsal Lateral Geniculate Nucleus to the Prestriate Cortex in Macaque Monkeys.
J Comp Neurol 201: 81-97.
- Zappia RJ, Enoch JM, Stamper R, Winkelman JZ, Gay J (1971).**
The Riddoch phenomenon revealed in non-occipital lobe lesions.
Br J Ophthalmol 55: 416-420.

Zeki SM (1978).

Functional specialisation in the visual cortex of the rhesus monkey.
Nature 274: 423-428.

Zeki S (1980).

The representation of colours in the cerebral cortex.
Nature 284: 412-418.

Zeki S, ffytche DH (1998).

The Riddoch syndrome: insights into the neurobiology of conscious vision.
Brain 121: 24-45.

Zihl J, Pöppel E, Cramon Dv (1977).

Diurnal Variation of Visual Field Size in Patients with Postretinal Lesions.
Exp Brain Res 27: 245-249.

Zihl J (1980).

"Blindsight": Improvement of visually guided eye movements by systematic practice in patients with cerebral blindness.
Neuropsychologia 18: 71-77.

Zingirian M, Calabria G, Gandolfo E (1979).

The nasal step in normal and glaucomatous visual fields.
Can J Ophthalmol 14: 88-94.

Zingirian M, Gandolfo E, Capris P, Mattioli R (1991).

Computerized system for static and kinetic automatic perimetry.
Eur J Ophthalmol 1: 181-186.

Zulauf M, Caprioli J, Boeglin RJ, Lee M (1992).

Number of stimuli as a reliability parameter in perimetry.
German J Ophthalmol 1: 86-90.

Danksagung

Ich danke Herrn Professor Dr. Ulrich Schiefer für die exzellente Betreuung und die vielen intensiven, fruchtbaren Gespräche, die ich genießen durfte. Ein ganz herzliches Dankeschön für die vielen Möglichkeiten, mich in ganz verschiedene Bereiche der wissenschaftlichen und universitären Arbeit einzubringen, die mir in den Jahren unserer sehr engen Zusammenarbeit geboten wurden.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Dr. Jens Paetzold, der mich in technischen Fragen und bei der Erstellung der Auswertungsroutinen mit engelhafter Geduld unterstützte und ohne den viele in dieser Studie verwirklichte Optionen nicht möglich gewesen wären.

Frau Bettina Selig danke ich für die Einarbeitung in die technischen Geräte und die immer freundliche und hilfsbereite Unterstützung bei der Patientenbetreuung.

Für die vielen hilfreichen Hinweise und die Unterstützung vor allem während des praktischen Teils der Durchführung dieser Dissertation bin ich Herrn Dr. Traugott J. Dietrich zu Dank verpflichtet.

Herrn Dr. Reinhard Vonthein danke ich für die Hilfe bei der statistischen Auswertung sowie die Ratschläge für übersichtliche und dennoch statistisch korrekte Darstellung der Ergebnisse.

Der gesamten Arbeitsgruppe Sehbahn bin ich durch die vielen Anregungen verbunden, die ich im Lauf der Zeit von den verschiedenen Mitgliedern erhalten und nach Kräften auch umgesetzt habe.

Meinen Eltern danke ich aus vollem Herzen für die liebevolle Unterstützung und beständige Motivation, mit der sie mich auf meinem bisherigen Lebensweg begleitet haben. Auch bei manchmal schwerem Wellengang sind sie für mich stets der Fels in der Brandung.

Ein liebevolles Dankeschön an Petra, mit der mich so Vieles verbindet.

Curriculum vitae

PERSÖNLICHE DATEN

Geburtsdatum	14. April 1973
Geburtsort	Celle, Deutschland
Eltern	Brigitte Schiller (geb. Kurpchun) Dipl.-Ing. Klaus Schiller
Familienstand	ledig

SCHULBILDUNG

1979 – 1993	Schulzeit in Hänigsen, Maulbronn und Mühlacker
1993	Abitur am Theodor-Heuss-Gymnasium, Mühlacker

STUDIUM

seit 04/1995	Studium der Humanmedizin, Eberhard-Karls-Universität Tübingen
03/1997	Ärztliche Vorprüfung (Physikum)
03/1998	1. Staatsexamen
08/2000	2. Staatsexamen
10/2000 – 10/2001	Praktisches Jahr am Bezirksspital Affoltern am Albis (Schweiz), der Neurologischen Klinik sowie der Medizinischen Klinik III des Bürgerhospitals Stuttgart
09.11.2001	3. Staatsexamen

BERUFLICHE TÄTIGKEITEN

11/2001 – 01/2002	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Universitäts-Augenklinik Tübingen
02/2002 – 07/2002	Arzt im Praktikum an der Universitäts-Augenklinik Tübingen (außerklinische Tätigkeit im bmb+f-Projekt zum Aufbau der virtuellen PROMETHEUS-Klinik im Internet)
08/2001 – 07/2003	Arzt im Praktikum an der Medizinischen Klinik III des Bürgerhospitals Stuttgart
seit 08/2003	Assistenzarzt an der Medizinischen Klinik III des Bürgerhospitals Stuttgart

ZUSATZQUALIFIKATION

02/1999 – 07/1999	Erstellen eines 5-Jahresberichtes für die Abteilung II der Universitäts-Augenklinik Tübingen
05/1997 – 07/2002	Außendarstellung der Arbeitsgruppe Sehbahn (Leiter: Prof. Dr. U. Schiefer): <ul style="list-style-type: none"> ▪ Erstellen diverser Poster für medizinische Kongresse, ▪ Erstellen von Informationsbroschüren für neue Doktoranden, ▪ Erstellen eines neuen Logos für die Arbeitsgruppe, ▪ Mitarbeit am Redesign der Homepage der Arbeitsgruppe
09/1999 – 07/2002	Co-Autor und Designer der Falldemonstrations-Software „Tuebingen Education System (TES)“

AUSZEICHNUNGEN

07/2002	Landeslehrpreis Baden-Württemberg als Co-Autor für das „Tuebingen Education System (TES)“
---------	---