

Aus der Sektion Funktionelle Sehforschung/ Elektrophysiologie
der Universitäts-Augenklinik
der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i.Br.

Das menschliche Kontrastsehen - Vergleich zweier Testverfahren

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des Medizinischen Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät
der Albert-Ludwigs-Universität
Freiburg i.Br.

Vorgelegt 2011
von Katharina Höllerhage
geboren in Hannover

Dekan	Prof. Dr. med. Dr. h.c. mult. Hubert E. Blum
1. Gutachter	Prof. Dr. rer. nat. Michael Bach
2. Gutachter	Prof. Dr. med. Ludger Tebartz van Elst
Jahr der Promotion	2012

Inhaltsverzeichnis

1 Grundlagen	1
1.1 Kontrastempfindlichkeit	1
1.1.1 Definitionen	1
1.1.2 Sinnesphysiologisches Modell zur Wahrnehmung von Kontrast	5
1.2 Anwendung der Kontrastempfindlichkeitsmessung	8
1.2.1 Kontrastempfindlichkeit und funktionelles Sehvermögen	9
1.2.2 Bedingungen mit veränderter Kontrastempfindlichkeit	11
1.3 Testmethoden	15
1.3.1 Einflüsse auf die Kontrastempfindlichkeit	15
1.3.2 Sinusgitter und Optotypen	16
1.3.3 Verwendete Medien	18
1.3.4 Einordnung des FrACT	19
2 Material und Methoden	21
2.1 Die Pelli Robson Contrast Sensitivity Chart	21
2.1.1 Psychophysische Schwellenbestimmung mit Hilfe der Pelli Robson Chart	23
2.2 Der Freiburg Acuity and Contrast Test (FrACT)	23
2.2.1 Psychophysische Schwellenbestimmung mit Hilfe des FrACT	24
2.2.2 Technische Umsetzung und Kalibrierung	27
2.3 Beleuchtung	29
2.4 Versuchspersonen	31
2.5 Ablauf der Messungen	32
2.5.1 Versuchsvariante: Bedienung der Tastatur	33
2.5.2 Versuchsvariante: Künstliche Vernebelung	33
2.6 Statistische Datenanalyse	34
3 Ergebnisse	36
3.1 Normalwerte	36
3.2 Kontrastempfindlichkeit bei Katarakt	38
3.3 Reproduzierbarkeit	39
3.4 Übereinstimmung der beiden Tests	41
3.5 Einfluss von Alter, Visus und Beobachtungszeit auf die Kontrastempfindlichkeit	42

3.6	Variationen der Bedienung des FrACT	45
3.7	Versuch mit künstlicher Vernebelung	46
4	Diskussion	47
4.1	Diskussion der Normalwerte des FrACT	47
4.2	Diskussion der Normalwerte der Pelli Robson Chart	48
4.3	Diskussion der Sehschärfe	55
4.4	Diskussion der Kontrastempfindlichkeit bei Kataraktpatienten	56
4.5	Diskussion der Reproduzierbarkeit	57
4.6	Diskussion der Übereinstimmung der beiden Tests	58
4.7	Diskussion des Einflusses von Alter, Visus und Beobachtungszeit	61
4.8	Bewertung des FrACT	63
5	Zusammenfassung	65
	Literaturverzeichnis	66
	Anhang	77
	Lebenslauf	77
	Danksagung	77

1 Grundlagen

Kontrastsehen ist die Fähigkeit, Helligkeitsunterschiede wahrzunehmen. Achtet man auf die Beschaffenheit der visuellen Sinneseindrücke, die uns zum Beispiel Orientierung im Raum oder nonverbale Kommunikation ermöglichen und nicht nur Künstler auf verschiedenste Weisen inspirieren, stellt man fest, dass sie selten völlig schwarze oder weiße Komponenten enthalten. Weil Kontraste von 100 % selten sind, ist die Fähigkeit, auch feinere Helligkeitsunterschiede wahrzunehmen, für die Lebensqualität der Menschen von großer Bedeutung.

Es werden also Testverfahren benötigt, die das Kontrastsehen einer Person messen. Klare Richtlinien wie für die Messung der Sehschärfe [Wesemann et al. 2010] gibt es für die Messung des Kontrastsehens nicht. Seit den 70er Jahren wurden viele verschiedene standardisierte Kontrastsehtests entwickelt. In dieser Arbeit soll ein neuer Kontrastsehtest, nämlich der Freiburg Acuity and Contrast Test (FrACT), mit einem bereits gut etablierten Kontrastsehtest, der Pelli Robson Contrast Sensitivity Chart (Pelli Robson Chart), verglichen werden. Bei der Pelli Robson Chart handelt es sich um eine Tafel, auf der Buchstaben als Testzeichen abgebildet sind. Das Neuartige am FrACT ist, dass es sich dabei um ein Computerprogramm mit automatisierter Schwellenbestimmung handelt, welches über eine Tastatur von der Versuchsperson selbst bedient werden kann. Außerdem wird der in der Sehschärfepfung als Goldstandard geltende Landolt-Ring als Testzeichen verwendet. Auf die Eigenschaften beider Tests wird noch näher eingegangen werden.

Ziel dieser Arbeit ist es, Normalwerte des FrACT zu bestimmen und die beiden Testverfahren in Bezug auf Reproduzierbarkeit und Übereinstimmung zu vergleichen. Über diesen Vergleich soll der FrACT als Kontrastsehtest validiert werden. Außerdem werden Sensitivität und Spezifität der Tests für Katarakt bestimmt und der Einfluss von Alter, Visus und Beobachtungszeit auf das Kontrastsehen untersucht. Vor- und Nachteile der beiden Testverfahren werden ausführlich diskutiert.

1.1 Kontrastempfindlichkeit

1.1.1 Definitionen

Der Begriff Kontrastempfindlichkeit oder Kontrastsensitivität bezeichnet die Fähigkeit des visuellen Systems, Kontraste wahrzunehmen. Ein Kontrast wird in diesem Zusammenhang als

Leuchtdichteunterschied verstanden, wobei es mehrere Definitionen gibt, die das Verhältnis von hellerer zu dunklerer Leuchtdichte beschreiben. Auf vier verschiedene Definitionen eines Kontrastes soll hier eingegangen werden [Bach et al. 2008]:

1. Die Michelson-Formel beschreibt einen Kontrast (C_M) als das Verhältnis von Differenz und Summe der maximalen (L_{max}) und minimalen Leuchtdichte (L_{min}):

$$K_M = \frac{(L_{max} - L_{min})}{(L_{max} + L_{min})} \quad (1)$$

Ein Wert von 100 % würde den höchstmöglichen Kontrast bezeichnen. Auf diese Weise wird üblicherweise der Kontrast von Sinusgittern angegeben, bei denen die durchschnittliche Leuchtdichte des Testzeichens dem Mittelwert aus maximaler und minimaler Leuchtdichte entspricht. Aber auch die in der Version 3.01.e des FrACT nach einer Messung erscheinende Angabe bezieht sich auf den Michelson-Kontrast.

2. Der Weber-Kontrast ist geeignet, um den Kontrast zwischen einem Sehzeichen und einem homogenen Hintergrund zu bezeichnen. Die Differenz aus der Leuchtdichte des Hintergrunds (L_H) und des Vordergrunds (L_V) wird hier nur durch die Leuchtdichte des Hintergrunds geteilt:

$$K_W = \frac{(L_H - L_V)}{L_H} \quad (2)$$

Auch hier würde der höchstmögliche Kontrast 100 % betragen.

3. Die einfachste Definition eines Kontrastes versteht diesen als Quotient aus maximaler und minimaler Leuchtdichte. Nach dieser Definition wird zum Beispiel der Maximalkontrast von Bildschirmen angegeben.

4. In den Empfehlungen der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft für Verkehrsgutachten wird der Kehrwert des Kontrastverhältnisses genannt.

Unter Kontrastempfindlichkeit versteht man den Kehrwert des Schwellenkontrastes, also des Kontrastes, der gerade noch wahrgenommen werden kann. Für die Pelli Robson Chart werden die Kontraststufen in der Einheit logCS (log Contrast Sensitivity) angegeben. Diese Einheit bezeichnet die logarithmierte Kontrastempfindlichkeit, wobei der Schwellenkontrast nach Weber verwendet wird. In dieser Arbeit wurden die Werte des FrACT nach der Formel $K_W = 2K_M/(1 + K_M)$ vom Michelson- in den Weber-Kontrast umgerechnet. Wenn also von logCS die Rede ist, ist in dieser Arbeit immer der logarithmierte Kehrwert des Schwellenkontrastes

nach Weber gemeint. Tabelle 1 ermöglicht es, Weber- und Michelson-Kontrast sowie logCS nach Weber und Michelson einander zuzuordnen.

logCS nach Weber	Weber-Kontrast	Michelson-Kontrast	logCS nach Michelson
0,15	70,8 %	54,8 %	0,26
0,3	50,1 %	33,4 %	0,48
0,45	35,5 %	21,6 %	0,67
0,5	31,6 %	18,8 %	0,73
0,65	22,4 %	12,6 %	0,90
0,7	20 %	11,1 %	0,96
0,85	14,1 %	7,60 %	1,12
0,9	12,6 %	6,72 %	1,17
1,05	8,91 %	4,66 %	1,33
1,2	6,31 %	3,26 %	1,49
1,35	4,48 %	2,28 %	1,64
1,5	3,16 %	1,61 %	1,79
1,65	2,24 %	1,13 %	1,95
1,8	1,58 %	0,80 %	2,10
1,95	1,12 %	0,56 %	2,25
2,1	0,79 %	0,40 %	2,40
2,25	0,56 %	0,28 %	2,55

Tabelle 1: *Weber- und Michelson-Kontrast.* Der Michelson-Kontrast K_M wird durch die Formel $K_W = 2K_M/(1 + K_M)$ in den Weber-Kontrast K_W umgerechnet. Im Bereich sehr kleiner Kontraste hat der Weber-Kontrast annähernd doppelt so hohe Werte wie der Michelson-Kontrast.

Wie beschrieben, setzen die Definitionen für Kontrast verschiedene Leuchtdichten auf unterschiedliche Weise ins Verhältnis. Zunächst denkt man dabei an eine örtliche Variation der Leuchtdichte, also den Leuchtdichteunterschied zwischen zwei benachbarten Flächen. Die Leuchtdichte kann sich aber auch mit der Zeit verändern. Entsprechend wird zwischen örtlicher und zeitlicher Kontrastempfindlichkeit unterschieden. Die zeitliche Kontrastempfindlichkeit bezieht sich auf den geringsten Kontrast zwischen der maximalen und minimalen Leuchtdichte,

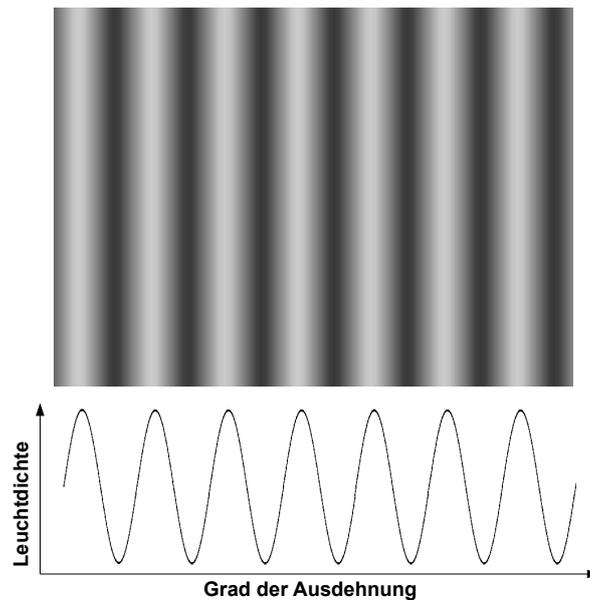


Abbildung 1: *Sinusgitter*. Das klassische Testzeichen für die Kontrastempfindlichkeit ist das Sinusgitter. Sein Leuchtdichteprofil zeigt einen sinusförmigen Wechsel zwischen maximaler und minimaler Leuchtdichte. Die Ortsfrequenz bezeichnet die Zahl der Perioden pro Grad der Ausdehnung. (Nach Arden [1978])

bei dem man die Leuchtdichtevariation über die Zeit gerade noch als solche, also als Flimmern und nicht als gleichbleibend, wahrnimmt. Dieser Schwellenkontrast lässt sich für verschiedene Frequenzen des sinusförmigen Wechsels von maximaler zu minimaler Leuchtdichte bestimmen. Die graphische Zuordnung von Kontrastempfindlichkeit zu Flimmerfrequenz in logarithmischen Achsen wird als De-Lange-Kurve bezeichnet [Kelly 1964, de Lange Dzn 1954].

Für die örtliche Kontrastempfindlichkeit werden entsprechende Begriffe verwendet wie für die zeitliche Kontrastempfindlichkeit. Der Begriff Frequenz bezeichnet hier den örtlichen Abstand zwischen der maximalen und der minimalen Leuchtdichte. Anhand des klassischen Testzeichens für die Kontrastempfindlichkeitsmessung, des Sinusgitters, lässt sich am leichtesten verdeutlichen, was damit gemeint ist (siehe Abbildung 1). Das Leuchtdichteprofil eines Sinusgitters zeigt einen sinusförmigen Verlauf von maximaler zu minimaler Leuchtdichte. Die sogenannte Ortsfrequenz bezeichnet die Zahl der Wiederholungen von maximaler und minimaler Leuchtdichte pro Grad der Ausdehnung. Sie wird in Perioden pro Grad (cpd = cycles per degree) angegeben. Je höher die Ortsfrequenz, desto geringer ist also der Abstand zwischen maximaler und minimaler Leuchtdichte. Die Kontrastempfindlichkeitsfunktion ordnet jeder Ortsfrequenz die Kontrastempfindlichkeit zu. Die Ortsfrequenz, bei der der Schwellenkontrast 100 % ist, entspricht dabei dem Visus der Versuchsperson [Arden 1978]. Bei optimalem Kontrast ist der kleinste noch aufzulösende Abstand limitierend für die Wahrnehmbarkeit des Sinusgitters. Die

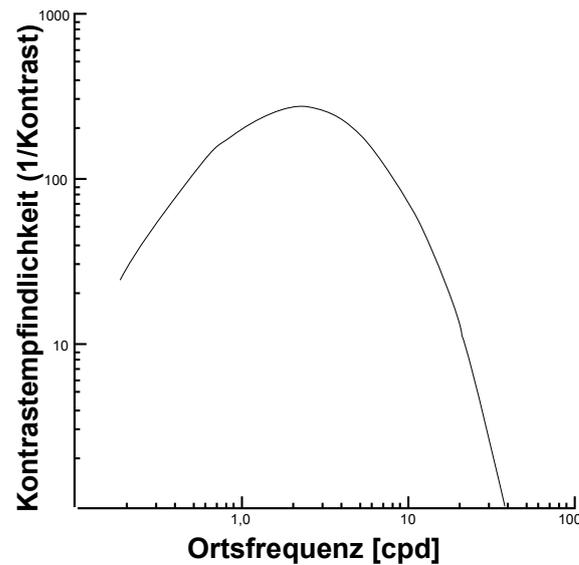


Abbildung 2: Die Kontrastempfindlichkeitsfunktion. Ortsfrequenz und Kontrastempfindlichkeit sind auf logarithmischen Achsen aufgetragen. Die Kontrastempfindlichkeit ist bei Ortsfrequenzen von 3 bis 6 cpd maximal. Die Ortsfrequenz, bei der die Funktion die x-Achse schneidet, entspricht dem Visus. Ein Visus von 1,0 entspricht einer Ortsfrequenz von 30 cpd [Ginsburg 2003].

örtliche Kontrastempfindlichkeitsfunktion ist in Abbildung 2 als Kurve dargestellt und in Abbildung 3 anhand eines in Kontrast und Ortsfrequenz modulierten Sinusgitters veranschaulicht. Im Bereich hoher und niedriger Ortsfrequenzen ist die Kontrastempfindlichkeit geringer, während sie im Bereich mittlerer Ortsfrequenzen um 3 bis 6 cpd maximal ist. Ein Visuswert von 1,0 wird einer Ortsfrequenz von 30 cpd zugeschrieben, wobei gesunde junge Augen bis zu einer Ortsfrequenz von 60 cpd auflösen können [Ginsburg 2003].

1.1.2 Sinnesphysiologisches Modell zur Wahrnehmung von Kontrast

Die Kontrastempfindlichkeitsfunktion zeigt, dass die Kontrastwahrnehmung von der Ortsfrequenz, vereinfacht ausgedrückt also von der Stimulusgröße, abhängt. Dieser Zusammenhang ist auf die Art der Reizverarbeitung des visuellen Systems zurückzuführen. Dazu soll hier das Ortsfrequenzfilter-Modell (spatial frequency filter model) herangezogen werden. Dieses entstand in den 1960er Jahren aufgrund von psychophysischen Beobachtungen bei Verwendung von Sinusgittern als Alternative zum Merkmalerkennungsmodell (Feature Detector Model) [de Valois und de Valois 1980]. Im Gegensatz zum Merkmalerkennungsmodell, welches die Existenz von Detektoren für bestimmte Merkmale bzw. geometrische Formen eines visuellen Stimulus wie zum Beispiel Balken bestimmter Ausdehnung postuliert [Hubel und Wiesel 1962], geht das Ortsfrequenzfilter-Modell davon aus, dass es Kanäle gibt, die selektiv auf Sinusgitter

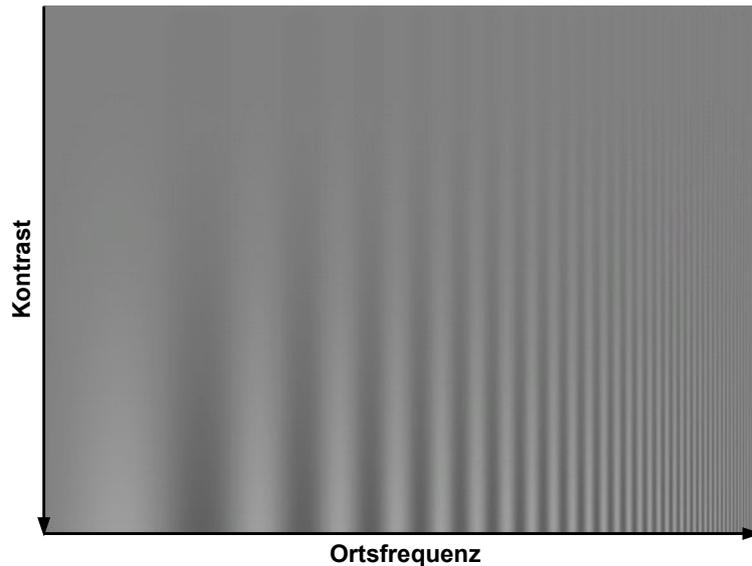


Abbildung 3: *Verdeutlichung der Kontrastempfindlichkeitsfunktion.* Anhand eines in Kontrast und Ortsfrequenz jeweils logarithmisch modulierten Sinusgitters lässt sich die Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktion nachvollziehen. (Programmiert von Prof. Dr. rer. nat. Michael Bach an der Universitäts-Augenklinik Freiburg)

bestimmter Ortsfrequenzen reagieren [Campbell und Robson 1968, Blakemore und Campbell 1969]. Nach diesem Modell fungiert ein einzelner Kanal als Ortsfrequenzfilter mit Bandpasscharakteristik. Das heißt, dass die Reizantwort bei einer bestimmten Ortsfrequenz maximal ist, während sowohl höhere als auch niedrigere Ortsfrequenzen ausgeschlossen werden. Jeder Kanal hat also eine individuelle Kontrastempfindlichkeitsfunktion und die oben beschriebene Kontrastempfindlichkeitsfunktion des gesamten visuellen Systems beschreibt die Einhüllende der schmaleren Funktionen einzelner Kanäle [Campbell und Robson 1968]. Campbell und Robson [1968] schlugen vor, dass die Ganglienzellen der Retina mit ihren rezeptiven Feldern das physiologische Korrelat für diese Kanäle seien und verwiesen dabei auf Enroth-Cugell und Robson [1966], die anhand der Reizantwort einzelner retinaler Ganglienzellen von Katzen zeigten, dass schon auf Ebene der Ganglienzellen Kontrastempfindlichkeitsfunktionen gemessen werden können. Blakemore und Campbell [1969] stellten fest, dass Kontrastadaptation sich selektiv auf den Ortsfrequenzbereich auswirkt, auf den adaptiert wird, sich die Eigenschaften der Ortsfrequenzfilter also unabhängig voneinander verändern können.

Nach dem Ortsfrequenzfilter-Modell stellt das Sinusgitter den elementarsten Reiz des visuellen Systems dar, so wie der Sinuston den elementarsten Reiz des auditorischen Systems darstellt. Beim auditorischen System reagieren die Sinneszellen aufgrund der Anordnung in der Cochlea spezifisch auf verschiedene Frequenzen der Schallwellen. Die Reizintensität, die die

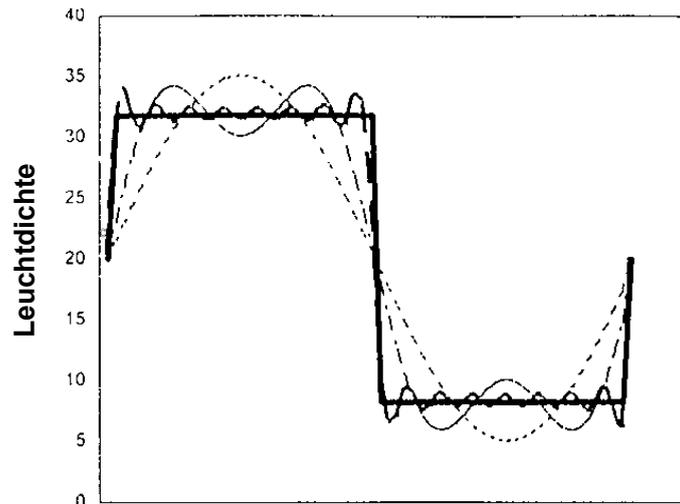


Abbildung 4: *Zusammensetzung eines Rechteckgitters aus Sinusgittern.* Diese von Woods und Wood [1995] veröffentlichte Graphik verdeutlicht das Prinzip der Fourier-Transformation. So wie sich Geräusche aus Sinustönen zusammensetzen, lassen sich auch Seheindrücke als Summe gewichteter Sinuswellen beschreiben.

Antwort moduliert, ist beim Hören die Lautstärke, also die Amplitude der Schallwellen. Beim Sehen von Sinusgittern entspricht sie dem Kontrast. Deswegen wird die Messung der Kontrastempfindlichkeit häufig mit der Tonaudiometrie verglichen [Arden 1978, Ginsburg 2003], bei der ebenfalls anhand von Sinustönen die Schwellenlautstärke bei verschiedenen Frequenzen ermittelt wird. Nur die Sehschärfe zu bestimmen, sei damit vergleichbar, das Gehör nur auf das Wahrnehmen eines hochfrequenten lauten Tons hin zu beurteilen [Arden 1978]. Diese Analogie kann noch weitergeführt werden: So wie sich beim Hören sämtliche Geräusche aus Schallwellen unterschiedlicher Frequenzen und Amplituden zusammensetzen, betonen Befürworter des Ortsfrequenzfilter-Modells, dass auch sämtliche Seheindrücke sich mittels Fourier-Transformation als Summe gewichteter Sinuswellen beschreiben lassen [Ginsburg 2003, Woods und Wood 1995]. Dies ist in Abbildung 4 am Beispiel des Leuchtdichteprofils eines Rechteckgitters verdeutlicht. Mit Hilfe der Fourier-Analyse lässt sich also auch berechnen, wie Patienten mit einer veränderten Kontrastempfindlichkeitsfunktion bestimmte Bilder sehen. Das Ortsfrequenzfilter-Modell hat sich zumindest als theoretischer Unterbau für die Kontrastempfindlichkeitsmessung gegenüber dem Merkmalerkennungsmodell durchgesetzt.

1.2 Anwendung der Kontrastempfindlichkeitsmessung

Anhand der Kontrastempfindlichkeitsfunktion des gesamten visuellen Systems lässt sich vorhersagen, welche Objekte für den Menschen sichtbar sind und welche nicht. Campbell [1983] beschrieb den Bereich über der Kurve in Abbildung 2 sehr phantasievoll als „where the eye cannot perceive anything, and it is in this region that ectoplasm, fairies and ghosts could exist in privacy“. Es wird häufig kritisiert, dass man in der Praxis nur überprüft, wie groß die kleinsten Abstände sind, die ein Patient bei optimalem Kontrast noch wahrnehmen kann, obwohl die Objekte, mit denen wir alltäglich umgehen, offenbar eine Vielzahl von Größen und Kontrasten aufweisen [Ginsburg 2003, Woods und Wood 1995].

Mit der alleinigen Visusprüfung wird man den Beschwerden des Patienten nur gerecht, wenn Kontrastempfindlichkeit sich bei allen Ortsfrequenzen proportional zum Visus verhält. Dass dies nicht der Fall sein muss, hat sich sowohl experimentell als auch in epidemiologischen Studien, in denen sowohl Visus als auch Kontrastempfindlichkeit erfasst wurden, gezeigt. Zum Beispiel stellten Blakemore und Campbell [1969] fest, dass Adaptation ortsfrequenzspezifische Veränderungen der Empfindlichkeitsschwelle bewirkt. Und in einer populationsbasierten Studie, um nur ein Beispiel von vielen zu nennen, stellten Brabyn et al. [2001] fest, dass es nicht möglich ist, aufgrund der Sehschärfe die Kontrastempfindlichkeit einer Person mit zufriedenstellender Sicherheit vorherzusagen. Das Konfidenzintervall für die Vorhersage der Kontrastempfindlichkeit im Ortsfrequenzbereich um 1 cpd erstreckte sich über 0,72 logCS bzw. fast ein Drittel des erfassbaren Bereichs. Arden [1978] wies darauf hin, dass die Kontrastempfindlichkeitsfunktion relativ zum Visus auf unterschiedliche Weisen verändert sein kann: Wenn der Visus eines Patienten gut ist, kann seine Kontrastempfindlichkeit ebenfalls der Norm entsprechen oder aber im Bereich mittlerer bis niedriger Ortsfrequenzen reduziert sein. Letzteres führt dazu, dass Patienten Beschwerden über schlechte Sicht äußern, man aber mit der Visusmessung kein Defizit feststellen kann. Wenn der Visus verringert ist, kann es sein, dass die Empfindlichkeit nur im Bereich höherer Ortsfrequenzen abfällt und die Kontrastempfindlichkeit bei mittleren Frequenzen, also größeren Objekten, unverändert ist. Solche Patienten haben wahrscheinlich weniger Beschwerden als Patienten, bei denen auch die Kontrastempfindlichkeit für niedrigere Frequenzen reduziert ist. Elliott und Whitaker [1992b] beschrieben Fälle für jede dieser Konstellationen von Visus und Kontrastempfindlichkeit. Diese Zusammenstellung zeigt, dass die Messung der Kontrastempfindlichkeit einen wichtigen Beitrag zum Verständnis der Beschwerden von Patienten leisten kann.

Insbesondere wird die Bedeutung der Kontrastempfindlichkeit für die Beurteilung des funktionellen Sehvermögens betont, also der mit dem Sehvermögen assoziierten Fähigkeiten, die sich auf Lebensqualität und Sicherheit besonders auswirken [Owsley 2003]. Deshalb soll darauf im nächsten Abschnitt näher eingegangen werden.

1.2.1 Kontrastempfindlichkeit und funktionelles Sehvermögen

Die Kontrastempfindlichkeitsfunktion zeigt ein Maximum der Empfindlichkeit bei Ortsfrequenzen von 3 bis 6 cpd. Ginsburg [2003] interpretierte dies als Indiz für die größere Relevanz der Informationen dieses Ortsfrequenzbereichs für das alltägliche Leben der Menschen. Die Relevanz der Kontrastempfindlichkeit für Tätigkeiten des täglichen Lebens ist zusammen mit Visus und anderen visuellen Funktionen wie Gesichtsfeld oder Blendempfindlichkeit vielfach untersucht worden.

Zum Beispiel konnten anhand von Fragebögen sowohl in populationsbasierten Studien [Rubin et al. 2001] als auch bei der gezielten Befragung von Patienten mit Augenerkrankungen [Nelson et al. 2003, Haymes et al. 2002] signifikante Zusammenhänge zwischen der Kontrastempfindlichkeit und den verschiedensten Tätigkeiten wie Kochen, Einkaufen, Hausarbeit, Autofahren, Erkennen von Gesichtern aus Entfernung, Lesen und Fortbewegung festgestellt werden. Ebenso wurden Studien durchgeführt, in denen die Versuchsteilnehmer ausgesuchte Tätigkeiten wie Treppensteigen, Vorlesen und Deuten von Gesichtern unter standardisierten Bedingungen durchführen mussten. Die dafür benötigte Zeit korrelierte unabhängig von der Sehschärfe mit der Kontrastempfindlichkeit [West et al. 2002, Haymes et al. 2002, Owsley et al. 2001a].

Legge et al. [1987] zeigten den Einfluss des Kontrastes eines Textes auf die Lesegeschwindigkeit gesunder Personen. Dabei hängt die Lesegeschwindigkeit von der Kontrastreserve, also dem Verhältnis von zu lesendem Kontrast zum Schwellenkontrast der Person, ab [Whittaker und Lovie-Kitchin 1993]. Personen mit einer verringerten Kontrastempfindlichkeit haben beim Lesen eine geringere Kontrastreserve und lesen entsprechend langsamer [Rubin und Legge 1989]. Diesen Patienten kann mit Videosystemen, die den Kontrast erhöhen, oder Druckerzeugnissen mit erhöhtem Kontrast zu flüssigerem Lesen verholfen werden [Whittaker und Lovie-Kitchin 1993].

Wichtige Aspekte des täglichen Lebens, auf die die Kontrastempfindlichkeit sich auswirkt, sind Fortbewegung und Orientierung. Diese wurden in Studien zum Beispiel an mit Hindernissen

ausgestatteten Testläufen untersucht, indem Zeit und Zahl der Zusammenstöße dokumentiert wurden [Marron und Bailey 1982, Geruschat et al. 1998, Kuyk et al. 1998, Turano et al. 1999]. Dabei stellten sich vor allem Kontrastempfindlichkeit und Gesichtsfeld als wichtige Prädiktoren für die gemessene Mobilität heraus. Lord und Dayhew [2001] wiesen reduzierte Kontrastempfindlichkeit als Risikofaktor für Stürze bei älteren Menschen nach. Wood et al. [2009] und Lord und Menz [2000] fanden sogar einen von Sehschärfe und Gesichtsfeld unabhängigen Zusammenhang der Kontrastempfindlichkeit mit der posturalen Stabilität.

Die Bedeutung der Kontrastempfindlichkeit für das Führen eines Fahrzeugs ist von besonderem Interesse, da versucht wird, über vorgeschriebene Sehtests Einfluss auf die Verkehrssicherheit zu nehmen. Die international vorherrschende Praxis, die Sehschärfe als Screening-Methode zu benutzen, ist vielfach in Frage gestellt worden. Es wird bemängelt, dass die Assoziation der Sehschärfe mit der Verkehrssicherheit nicht ausreichend belegt sei und die Erfassung der Sehschärfe allein den komplexen Sinnesvorgängen beim Autofahren nicht gerecht werde [Owsley und McGwin Jr 1999, Kotecha et al. 2008, Subzwari et al. 2009, Freeman et al. 2005, Wood und Owens 2005]. In Deutschland wurde die Nennung des Kontrastsehens in der Fahrerlaubnis-Verordnung mit der „Fünften Verordnung zur Änderung der Fahrerlaubnis-Verordnung und anderer straßenrechtlicher Vorschriften vom 17.12.2010“ eingeführt. Die derzeit in Deutschland geltende Fahrerlaubnis-Verordnung (FeV, §12 und Anlage 6) beinhaltet, dass zum Erwerb eines Führerscheins für PKW- und Motorrad-Klassen ein Sehtest über die zentrale Tagessehschärfe durchgeführt werden muss. Nur bei Nichtbestehen dieses Sehtests soll eine augenärztliche Untersuchung unter anderem die Prüfung des „Dämmerungs- oder Kontrastsehens“ beinhalten. Beim Erwerb eines Führerscheins für LKW- oder Bus-Klassen ist die Untersuchung des Kontrast- oder Dämmerungssehens grundsätzlich erforderlich.

Es hat sich gezeigt, dass die Kontrastempfindlichkeit unabhängig von Sehschärfe und mitunter Blendungsempfindlichkeit und Gesichtsfeld mit der Fahrleistung, die experimentell auf Teststrecken [Wood und Owens 2005], durch Befragung [Freeman et al. 2005, Higgins und Wood 2005] und Unfallstatistiken [Owsley et al. 2001b] gemessen wurde, korreliert. Dabei erwies sich die Kontrastempfindlichkeit sogar als stärkerer Prädiktor der Fahreignung als die Sehschärfe. Andere Studien hingegen fanden bei Patientenbefragungen heraus, dass die Kontrastempfindlichkeit nicht mehr Informationen zur Fahreignung liefert als die Sehschärfe [Michael et al. 2009, McGwin Jr et al. 2000]. Durch Untersuchungen mit defokussierenden und Katarakt simulierenden Linsen fanden auch Higgins und Wood [2005], dass die ausschließliche Messung

der Sehschärfe bei einem durch Defokus bedingten Visusverlust ausreichte, um die Fahreignung vorherzusagen. Bei simulierter Katarakt jedoch wiesen die Versuchspersonen bei niedriger Kontrastempfindlichkeit trotz ausreichend guter Sehschärfe eine so mangelhafte Fahrtauglichkeit auf wie Personen mit einem weit unter die Fahrerlaubnisgrenze herabgesetzten Visus. Owsley et al. [2001b] fanden, dass das erhöhte Unfallrisiko von Patienten mit Katarakt in erster Linie auf Kontrastempfindlichkeits- und nicht Visusdefizite zurückzuführen ist. In einer Untersuchung von Wood und Owens [2005] erwies sich die photopische Kontrastempfindlichkeit als ein signifikanter Prädiktor der Fahrleistung, insbesondere bei Dunkelheit, und korrelierte besser mit der mesopischen als mit der photopischen Sehschärfe.

Es ist also offenbar, dass die Kontrastempfindlichkeit einen bedeutenden Einfluss auf die Lebensqualität der Patienten haben kann, und es ist wichtig, dies bei Patienten, die von einer Veränderung betroffen sein könnten, zu berücksichtigen. Welche Erkrankungen und andere Bedingungen die Kontrastempfindlichkeit verändern können, soll deswegen im nächsten Abschnitt erläutert werden.

1.2.2 Bedingungen mit veränderter Kontrastempfindlichkeit

Eine Erkrankung, bei der die Kontrastempfindlichkeit verändert sein kann, ist die Katarakt. Bei Katarakt handelt es sich um eine Trübung der Augenlinse, die meist degenerativ entsteht, aber auch traumatisch bedingt oder angeboren sein kann. Durch diese Trübung werden die visuellen Funktionen beeinflusst. Die Patienten leiden unter Blendempfindlichkeit, veränderter Farb- und Helligkeitswahrnehmung, mitunter Doppelbildern sowie zunehmender Myopie [Elliott 1993].

Aufgrund der vermehrten Lichtstreuung ist auch die Kontrastempfindlichkeit betroffen. Es wird zwischen Engwinkel- und Weitwinkel-Streuung unterschieden. Das Netzhaut-Bild eines einzelnen Objekts verliert durch Engwinkelstreuung des von dem Objekt ausgehenden Lichts an Kontrast, während stärker gestreutes Licht aus der Umgebung einen hellen Schleier über das gesamte Netzhaut-Bild legt und den Kontrast dadurch zusätzlich verringert [Elliott 1993]. Die Engwinkelstreuung hat also einen lokalisierten Effekt und beeinflusst deshalb in erster Linie die Darstellung hoher Ortsfrequenzen. Sie korreliert dementsprechend mit der Sehschärfe und Kontrastempfindlichkeit bei hohen Ortsfrequenzen. Weitwinkelstreuung hingegen korreliert nur schwach mit der Sehschärfe und kann mit Hilfe der Kontrastempfindlichkeit bei niedrigeren Ortsfrequenzen indirekt erfasst werden [Elliott 1993, Elliott und Bullimore 1993, Elliott et al. 1991b]. Hess und Woo [1978] fanden zwei Formen von Verlust der Kontrastempfindlichkeit,

nämlich entweder nur bei hohen Ortsfrequenzen oder bei allen Ortsfrequenzen. Sie vermuteten bereits, dass durch die zunehmende Weitwinkelstreuung bei fortgeschrittener Katarakt alle Ortsfrequenzen betroffen werden und die Kontrastempfindlichkeitsfunktion dadurch eine vertikale Verschiebung nach unten erfährt.

Es ist seitdem vielfach bestätigt worden, dass die Kontrastempfindlichkeit bei Katarakt zunächst nur bei hohen und mit zunehmendem Schweregrad auch bei niedrigeren Ortsfrequenzen reduziert ist [Chua et al. 2004, Elliott und Situ 1998, Chylack Jr et al. 1993, Lasa et al. 1992]. Dabei korreliert die Kontrastempfindlichkeit bei niedrigen Ortsfrequenzen nur schwach mit der Sehschärfe [Elliott und Situ 1998, Hess und Woo 1978]. Auch bei hohen Korrelationskoeffizienten tritt bei gleicher Sehschärfe eine große Streuweite von Kontrastempfindlichkeitswerten auf [Williamson et al. 1992]. Dies weist darauf hin, dass es in der Evaluierung von Kataraktpatienten von Vorteil sein kann, die Kontrastempfindlichkeit zusätzlich zur Sehschärfe zu bestimmen, insbesondere da mehrere Studien darauf hinweisen, dass die Kontrastempfindlichkeit für das funktionelle Sehvermögen von Kataraktpatienten eine größere Rolle spielt als die Sehschärfe [Owsley et al. 2001b]. Auch die Blendempfindlichkeit lässt sich eher durch Kontrastempfindlichkeitsunterschiede als Sehschärfeunterschiede erfassen [Williamson et al. 1992]. Trotz dieser Erkenntnisse hat die Messung der Kontrastempfindlichkeit noch keinen Einzug in die Leitlinien der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft gefunden. In den darin beschriebenen Operationsindikationen wird der Diskrepanz zwischen Sehschärfe und funktionellem Sehen jedoch dahingehend Rechnung getragen, dass generell "kataraktbedingte Funktionseinbußen" als Indikation genannt werden [BVA und DOG 1998].

Aus der Erforschung der Therapiemöglichkeiten für Katarakt ist die Messung der Kontrastempfindlichkeit hingegen nicht mehr wegzudenken. Katarakt wird durch das Ersetzen der Linse durch eine künstliche intraokulare Linse (IOL) therapiert. Dabei gibt es verschiedene Ansätze, durch diese IOL die optischen Eigenschaften des alternden Auges zu verbessern. Zum Beispiel sollen Multifokallinsen die Presbyopie des alternden Auges ausgleichen. Bei ihrer Verwendung ist jedoch der Vorteil des verbesserten Nahvisus gegen die durch die Linsen verursachte Reduktion der Kontrastempfindlichkeit abzuwägen. Kenntnis von der Abnahme der Kontrastempfindlichkeit im Alter und bei bestimmten Erkrankungen kann dazu beitragen, für diese Therapie geeignete Patienten zu identifizieren [Pepose 2008, Auffarth und Dick 2001]. Im Gegensatz dazu sind asphärische Linsen darauf ausgelegt, die mit dem Alter zunehmenden asphärischen Aberrationen auszugleichen. Diese sollen hauptverantwortlich für die Abnahme der Kontrast-

empfindlichkeit im Alter sein. Dementsprechend bewirken asphärische Linsen eine Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit [Packer et al. 2003; 2006, Kohnen und Klaproth 2008]. Eine weitere Überlegung bei der Entwicklung von IOL ist, durch Absorption kurzwelligem Licht der Entwicklung der altersabhängigen Makuladegeneration entgegenzuwirken. Diese Überlegung beruht darauf, dass die natürliche Linse mit zunehmendem Alter einen höheren Anteil an kurzwelligem Licht absorbiert. Auch kurzwelliges Licht absorbierende IOL wurden auf ihren Einfluss auf die Kontrastempfindlichkeit hin untersucht. Dabei wurde die Befürchtung, dass die Kontrastempfindlichkeit bei solchen IOL abnehmen würde, nicht bestätigt [Henderson und Grimes 2010].

Katarakt und Intraokularlinsen sind Beispiele dafür, wie die Kontrastempfindlichkeit allein durch die optischen Eigenschaften des Auges beeinflusst wird. Ein weiteres Beispiel dafür ist das Gebiet der refraktären Hornhautchirurgie. Auch hier wird die Kontrastempfindlichkeit zur Evaluation verschiedener Therapien herangezogen. Da sich überwiegend junge Patienten diesen irreversiblen Eingriffen unterziehen und gewisse Funktionseinschränkungen erst mit Auftreten zusätzlicher Erkrankungen im Alter von Bedeutung werden, ist es besonders wichtig, ihre Resultate über die Sehschärfe hinaus zu untersuchen [Fan-Paul et al. 2002]. In vielen Studien wurde postoperativ eine Abnahme der Kontrastempfindlichkeit beschrieben [Yamane et al. 2004, Ghaith et al. 1998, Sakata et al. 2007], die jedoch nach drei bis zwölf Monaten reversibel zu sein scheint [Montés-Micó und Charman 2001, Chan et al. 2002]. Bei der Laser-in-situ-Keratomileusis soll die Abnahme der Kontrastempfindlichkeit geringer ausfallen und sich schneller zurückbilden als bei der photorefraktiven Keratektomie [Montés-Micó und Charman 2001]. Noch bessere Ergebnisse erhofft man sich von der Wellenfront-LASIK [Kaiserman et al. 2004]. Die Ergebnisse sind allerdings bei weitem nicht einheitlich. In einer Review fanden Hoffman et al. [2003] Hinweise auf alle drei möglichen Effekte nach LASIK, nämlich sowohl Reduktion als auch Gleichbleiben oder sogar Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit. Sie betonten die Notwendigkeit einheitlicher Testmethoden.

Nicht nur die optischen Medien des Auges beeinflussen die Kontrastempfindlichkeit. Auch Erkrankungen der Netzhaut, des Sehnerven und sogar Krankheitsbilder aus dem Bereich der Neurologie und Psychiatrie sollen mit veränderter Kontrastempfindlichkeit einhergehen. Bei der diabetischen Retinopathie werden Kontrastempfindlichkeitsdefizite schon in sehr frühen Stadien festgestellt, in denen die Sehschärfe noch nicht betroffen ist [Stavrou und Wood 2003, Sokol et al. 1985]. Es lassen sich auch signifikant unterschiedliche Werte zwischen Diabeti-

kern ohne ophthalmoskopisch sichtbare Retinopathie und der gesunden Kontrollgruppe messen [Ismail und Whitaker 1998, Ghafour et al. 1982]. Im Vergleich mit angiographischen Pathologien bei früher, noch nicht visuseinschränkender Retinopathie fanden Arend et al. [1997] eine Korrelation der Kontrastempfindlichkeit mit der Kapillardichte und der fovealen avaskulären Zone. Kontrastempfindlichkeit ist also ein Indikator früher vaskulärer Veränderungen bei Diabetes mellitus. Kontrastempfindlichkeitsveränderungen wurden auch bei weiteren Netzhauterkrankungen wie der altersabhängigen Makuladegeneration [Monés und Rubin 2004, Qiu und Leat 2009] und der Frühgeborenenretinopathie [Reynolds et al. 2001] beschrieben.

Arden und Jacobson [1978] sahen in der Kontrastempfindlichkeit eine potentielle Screening-Methode für das Glaukom. Es hat sich aber in einigen Untersuchungen gezeigt, dass das Vermögen der verfügbaren Tests, Glaukompatienten von augengesunden Patienten zu unterscheiden, dem der Gesichtsfelduntersuchung unterliegt [Wood und Lovie-Kitchin 1992, Ivers et al. 2001]. Gegenüber der Sehschärfe fanden Woods et al. [1998] hingegen eine Überlegenheit. Dass die Kontrastempfindlichkeit bei Glaukom auch in frühen Stadien eingeschränkt ist, ist vielfach bestätigt worden [Ansari et al. 2002, Hawkins et al. 2003, Wood und Lovie-Kitchin 1992].

Eine weitere Erkrankung des Sehnerven, die mit reduzierter Kontrastempfindlichkeit einhergeht, ist die Neuritis nervi optici. Bei akuter Neuritis nervi optici beschrieben Beck et al. [1984] eine Reduktion der Kontrastempfindlichkeit in 93 % der Fälle. Bei Zustand nach Neuritis erwies sich die Kontrastempfindlichkeit im Vergleich zu Sehschärfe, Farbsehen und Gesichtsfeld als sensitivster Hinweis auf residuelle visuelle Defizite [Beck et al. 1984, Sanders et al. 1986, Trobe et al. 1996, Cleary et al. 1997]. Sie war außerdem am stärksten mit subjektiven Beschwerden der Patienten assoziiert [Sanders et al. 1986, Cleary et al. 1997]. Auch in Fällen von Multipler Sklerose ohne klinisch apparente Neuritis nervi optici in der Vorgeschichte und ohne Verluste von Sehschärfe zeigten sich Kontrastempfindlichkeitsdefizite in 77,1 % [Sisto et al. 2005], 78,0 % [Kupersmith et al. 1983] und 78,6 % [van Diemen et al. 1992]. Im Vergleich dazu lieferte die Messung der visuell evozierten Potentiale, eine häufig bei Multipler Sklerose eingesetzte Untersuchung zur Beurteilung der Sehbahn, in 54,4 % [Sisto et al. 2005], 38 % [Kupersmith et al. 1983] und 61,1 % [van Diemen et al. 1992] der Fälle pathologische Werte.

Krankheitsbilder aus der Neurologie und Psychiatrie, die mit veränderter Kontrastempfindlichkeit einhergehen sollen, sind neben der Multiplen Sklerose zum Beispiel Morbus Parkinson

[Archibald et al. 2009], Schizophrenie [O'Donnell et al. 2006] und Depression [Bubl et al. 2010].

1.3 Testmethoden

1.3.1 Einflüsse auf die Kontrastempfindlichkeit

Versucht man, verschiedene Studien zur Kontrastempfindlichkeit zu vergleichen, stößt man auf einige Schwierigkeiten. Die verschiedenen Methoden zur Erfassung der Kontrastempfindlichkeit unterscheiden sich nämlich in wesentlichen Punkten. Viele Faktoren beeinflussen aber das Ergebnis der Messungen.

So gibt es zum Beispiel, was die verwendeten Sehzeichen angeht, zwei grundsätzlich unterschiedliche Ansätze, nämlich Sinusgitter und Optotypen. Dabei ist die Kontrastempfindlichkeit für Optotypen generell geringer als für Sinusgitter optimalster Ortsfrequenz [Bach et al. 2008]. Außerdem verändert sie sich für Sinusgitter mit der Ortsfrequenz und für Optotypen mit der Größe. Auf diesen Zusammenhang soll in Abschnitt 1.3.2 näher eingegangen werden.

Des Weiteren wirken sich die Lichtverhältnisse auf die Kontrastempfindlichkeit aus [Bach et al. 2008]. Mit zunehmender Leuchtdichte nimmt die Kontrastempfindlichkeit zu [Banks et al. 1987]. Dabei tritt ab einer bestimmten auf die Netzhaut treffenden Beleuchtungsstärke eine Sättigung ein [Mustonen et al. 1993]. Bei spielender Pupille ist darauf zu achten, dass die sphärischen Aberrationen mit der Weite der Pupille zunehmen, was den auf der Netzhaut abgebildeten Kontrast verringert [Packer et al. 2003]. Bei gleichbleibender Leuchtdichte der Testtafel fanden Aparicio et al. [2010] auch einen Einfluss der Umgebungsleuchtdichte. Außerdem verringern sowohl Blendquellen als auch dunkle Ränder in der Umgebung die Kontrastempfindlichkeit [Elliott 1993].

Wie bei allen psychophysischen Größen ist die Art der Schwellenbestimmung von Bedeutung. Die Empfindlichkeitsschwelle kann von überschwelligen Reizen her absteigend oder von unterschwelligen Reizen her aufsteigend gefunden werden. Der FrACT verwendet gewissermaßen eine Kombination dieser beiden Methoden, wie in Abschnitt 2.2.1 erklärt wird. Wichtig ist außerdem, dass das Forced-Choice-Prinzip zur Anwendung kommt, was bedeutet, dass Versuchspersonen sich in jedem Fall für eine Antwort entscheiden müssen. Auf diese Weise wird verhindert, dass Versuchspersonen eigenen und deshalb interindividuell sehr unterschiedlichen

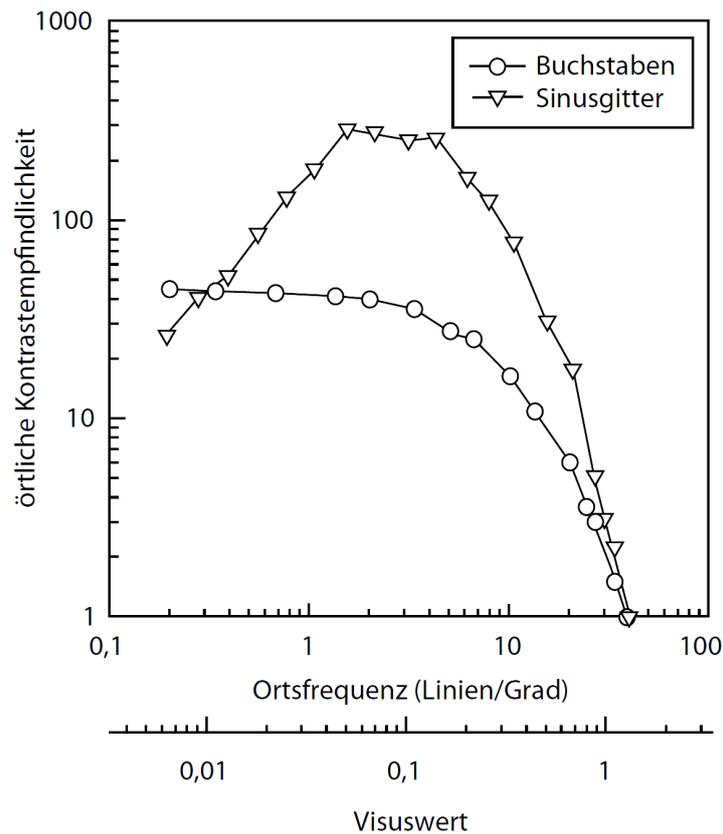


Abbildung 5: Kontrastempfindlichkeitsfunktion für Sinusgitter und Optotypen. Graphik von Bach et al. [2008]. Die Kontrastempfindlichkeitsfunktion für Optotypen verläuft im Bereich intermediärer Ortsfrequenzen flacher als die für Sinusgitter.

Kriterien folgen, wie sicher ein Sehzeichen gesehen werden muss, um eine Antwort geben zu können [Higgins et al. 1984, Vaegan und Halliday 1982, Higgins et al. 1988].

1.3.2 Sinusgitter und Optotypen

Die verschiedenen Methoden zur Messung der Kontrastempfindlichkeit unterscheiden sich darin, ob sie Sinusgitter (siehe Abschnitt 1.1.1) oder Optotypen wie Buchstaben oder Landolt-Ringe verwenden. Sinusgitter werden von vielen Autoren bevorzugt, weil sie nach dem Ortsfrequenzfilter-Modell den elementarsten Reiz des visuellen Systems darstellen [Ginsburg 2003] und sie einem einzigen Punkt auf der Kontrastempfindlichkeitsfunktion zugeordnet werden können. Optotypen hingegen setzen sich aus mehreren Ortsfrequenzen zusammen. Es lassen sich jedoch Ortsfrequenzschwerpunkte benennen, da für die Erkennung von Buchstaben hauptsächlich Ortsfrequenzen zwischen 1,5 und 2,5 cpl (cycles per letter width) notwendig sind [Pelli et al. 1988]. Die anhand der vorherrschenden Ortsfrequenzen von Buchstaben erstellte Kontrastempfindlichkeitsfunktion unterscheidet sich von der Funktion für Sinusgitter (siehe Abbildung 5). Sie hat Tiefpass- und nicht Bandpasscharakter. Entsprechend ist die Kontrastempfindlichkeit

insbesondere im Bereich intermediärer Ortsfrequenzen für Buchstaben geringer als für Sinusgitter [Bach et al. 2008].

Sinusgitter-Tests sind darauf ausgelegt, die Form der Kontrastempfindlichkeitsfunktion zu bestimmen, indem mehrere Ortsfrequenzen getestet werden. Bei Buchstabentests wie der Pelli Robson Chart wird die Kontrastempfindlichkeit nur für einen Ortsfrequenzschwerpunkt gemessen, weshalb diese Tests weniger zeitaufwändig sind. Sie werden allerdings kritisiert, weil sie das Sehen nicht so genau charakterisieren können wie die Sinusgitter-Tests [Ginsburg 2003]. Pelli et al. [1988] betonten, dass sie ihren Test für die klinische Praxis entwickelt hätten, wo es auf eine einfache und auch zeitsparende Umsetzung ankomme. Sie erklärten, dass keine selektiven Veränderungen nur einzelner Ortsfrequenzen bekannt seien und es zur Feststellung einer Veränderung deshalb ausreiche, an zwei Punkten der Kontrastempfindlichkeitsfunktion zu messen, nämlich bei intermediären und hohen Ortsfrequenzen. Dabei seien die hohen Ortsfrequenzen durch die Messung der Sehschärfe abgedeckt. Während bei Sinusgittern die durchschnittliche Leuchtdichte des Prüffeldes unabhängig vom Kontrast ist, weil maximale und minimale Leuchtdichte stets den gleichen Anteil am Prüffeld haben, ist dies bei Buchstaben aufgrund ihrer unterschiedlichen Formen nicht der Fall. Pelli und Robson [1991] gaben für die Pelli Robson Chart eine Veränderung der durchschnittlichen Leuchtdichte des Prüffeldes von hohem zu niedrigem Kontrast von 13 % an. Den Einfluss schätzten sie dabei jedoch als gering ein, zumal es sich um einen systematischen Fehler handle. Außerdem wird die Verwendung von Buchstaben kritisiert, weil sie sich in ihren Formen unterscheiden und unterschiedlich schwer zu lesen sind [Elliott et al. 1990b]. Dem ist der Vorteil entgegenzusetzen, dass Buchstaben den Versuchspersonen aus dem Alltag vertraut sind, sie eindeutig zu benennen sind und durch die vielen möglichen Formen die Ratewahrscheinlichkeit deutlich geringer ist als bei Sinusgittern [Pelli et al. 1988]. Sinusgitter werden meist in drei verschiedenen Orientierungen dargeboten.

Von den Kontrastempfindlichkeitstests, welche Buchstaben als Optotypen verwenden, sind solche abzugrenzen, welche anhand von Buchstaben die Sehschärfe bei niedrigem Kontrast messen. Diese zeigen Buchstaben einer Kontraststufe in abnehmender Größe. Dazu gehören die Tafel von Regan und Neima [Regan und Neima 1983] und die Low Contrast Bailey-Lovie Letter Chart [Bailey und Lovie 1976].

1.3.3 Verwendete Medien

Die Kontrastempfindlichkeitstests unterscheiden sich auch in den Medien, die zur Abbildung der Sehzeichen dienen. Die ersten Messungen wurden mit computer-generierten Sinusgittern, die auf CRT-Bildschirmen dargestellt wurden, vorgenommen. Der Vorteil von rechnergestützten Systemen ist die Flexibilität der Darbietung. So ist es möglich, die Sehzeichen über die Zeit zu modulieren oder auch den Algorithmus zur Schwellenbestimmung über eine Software zu steuern [Pelli et al. 1988]. Nachteile bestehen zum Beispiel in der Größe der CRT-Bildschirme, ein Problem, das bei LCD-Bildschirmen weniger ins Gewicht fällt. Außerdem müssen Bildschirme regelmäßig kalibriert werden und benötigen für eine konstante Kontrastdarstellung eine Einlaufzeit von 30 Minuten [Wilhelm 2008]. Beim Versuchsaufbau ist auf die Blickwinkelabhängigkeit des Kontrastes von Bildschirmen zu achten [Gärtner 2008] und darauf, dass vom Bildschirm reflektiertes Licht sich anders als bei Tafeln auf den Kontrast auswirkt (siehe Abschnitt 2.3).

Bei Verwendung von Tafeln besteht die Herausforderung vor allem darin, über aufwändige Drucktechniken die verschiedenen Kontraste genau zu drucken [Pelli et al. 1988]. Einmal hergestellt, ist die Handhabung von Tafeln in der Regel einfach und den Untersuchern und Versuchspersonen vom Sehschärfe-Test vertraut. Ein Nachteil von Tafeln gegenüber Bildschirmen ist aber, dass sie anfällig für Verschmutzung und Verblässen sind und deshalb eine eingeschränkte Haltbarkeit haben. Außerdem müssen Tafeln direkt beleuchtet werden, wobei es schwierig ist, blendende Lichtreflexionen und Leuchtdichteinhomogenitäten über die gesamte Fläche zu vermeiden [Bach et al. 2008].

Der erste kommerziell erhältliche, auf einer Tafel abgedruckte Test war der Arden Grating Test [Arden 1978]. Dieser wurde in vielen Studien verwendet, geriet aber wegen methodischer Probleme in die Kritik und ist heutzutage nicht mehr erhältlich [Owsley 2003]. Weitere Sinusgitter-Tests auf Tafeln sind das nicht mehr erhältliche Vision Contrast Test System (VCTS) [Ginsburg 1984], auch als Vistech Chart bezeichnet, dessen Nachfolgemodell, der Functional Acuity Contrast Test (FACT) und die Cambridge Low Contrast Gratings [Wilkins et al. 1988]. Die Cambridge Gratings testen allerdings nur bei einer Ortsfrequenz von 4 cpd und brechen deshalb mit der oben beschriebenen Tradition der Sinusgitter. Außerdem müssen Versuchspersonen bei diesem Test nur beantworten, auf welcher Seite ein Sinusgitter abgedruckt ist und nicht wie dieses ausgerichtet ist. Es handelt sich also um eine Erkennens- und nicht um eine Identifizierungsaufgabe. Die Vectorvision CSV-1000 Tafel [Pomerance und Evans 1994] verwendet ebenfalls

Sinusgitter und funktioniert mit einer eingebauten Hintergrundbeleuchtung. Auf Tafeln abgedruckte Buchstaben-Tests sind zum Beispiel die Pelli Robson Chart [Pelli et al. 1988], der Mars Letter Contrast Sensitivity Test [Arditi 2005, Dougherty et al. 2005] und der Small Letter Contrast Test (SLCT) [Rabin und Wicks 1996]. Diese drei Tests verwenden alle unterschiedlich große Optotypen, haben also unterschiedliche Ortsfrequenzschwerpunkte.

Wie beschrieben, wurden zu Beginn der Tradition der Kontrastempfindlichkeitsmessung häufig rechnergestützte Systeme verwendet. Diese waren aber selten standardisiert. Heute gibt es nur wenige standardisierte rechnergestützte Tests, wie zum Beispiel die Test Chart 2000 [Thayaparan et al. 2007]. Bei der Test Chart 2000 handelt es sich um eine Software, mit der verschiedene Sehtests auf Monitoren angezeigt werden können. Unter anderem können damit sowohl Kontrastsehschärfe als auch Kontrastempfindlichkeit bei verschiedenen Größen von Optotypen gemessen werden. Die Schwellenbestimmung funktioniert dabei wie bei den meisten Tafeltests durch Präsentation von zunächst überschwelligen, in ihrer Intensität schrittweise abnehmenden Reizen, bis diese nicht mehr erkannt werden können.

1.3.4 Einordnung des FrACT

Auch beim FrACT, dessen Eigenschaften in Abschnitt 2.2 näher beschrieben werden, handelt es sich um ein rechnergestütztes System. Deshalb bringt er auch Vorteile mit sich, die Tafeltests nicht vorweisen können, wie verstellbare Parameter, eine vom Untersucher unabhängige Bedienung durch die Versuchspersonen und einen selbstleuchtenden, also nicht von direkter Beleuchtung abhängigen Bildschirm. Besonders erwähnenswert ist die automatisierte Schwellenbestimmung nach dem best PEST-Algorithmus [Lieberman und Pentland 1982]. Was das Sehzeichen angeht, lehnt der FrACT an die Tradition der Buchstaben-Tests an. Er beinhaltet den Landolt-Ring als Optotypen, welcher sich wie die Buchstaben aus verschiedenen Ortsfrequenzen zusammensetzt. Der FrACT kann dabei abhängig vom Monitor beliebige Größen von Optotypen darstellen. Der Vorteil am Landolt-Ring ist, dass trotz acht möglicher Ausrichtungen und entsprechend geringer Ratewahrscheinlichkeit anders als bei Buchstaben alle Möglichkeiten einen sehr ähnlichen Schwierigkeitsgrad aufweisen [Wesemann 2002]. Außerdem ist auch der Landolt-Ring ein den meisten Versuchspersonen von der Visusprüfung her bekannter Optotyp. Der FrACT läuft anders als die rechnergestützten Systeme der ersten Kontrastempfindlichkeitstests auf handelsüblichen Rechnern sowohl mit Windows- als auch Macintosh- und Linux-Betriebssystemen und kann sowohl mit CRT- als auch LCD-Bildschirmen betrieben wer-

den. Damit hat er den Vorteil einer leichten und flexiblen Handhabung. Nicht zuletzt ist es auch von Vorteil, dass mit dem FrACT Sehschärfe und Kontrastempfindlichkeit mit einem einzigen System gemessen werden können.

2 Material und Methoden

Bei dieser Arbeit kamen zwei Methoden zur Bestimmung der Kontrastempfindlichkeit zur Anwendung, nämlich die Pelli Robson Contrast Sensitivity Chart [Pelli et al. 1988] und der Freiburg Acuity and Contrast Test [Bach 1996]. Beide Verfahren verwenden als Testzeichen Optotypen, nämlich Buchstaben bzw. Landolt-Ringe. Hinsichtlich der Darbietung der Testzeichen unterscheiden sich die beiden Tests: Bei der Pelli Robson Chart sind die Buchstaben auf eine Tafel gedruckt, bei dem FrACT erscheinen die Landolt-Ringe einzeln in der Mitte eines Bildschirms. Beide Verfahren bedienen sich des Forced-Choice-Prinzips zur Bestimmung der Empfindlichkeitsschwelle. Allerdings geschieht dies bei der Pelli Robson Chart, indem die Versuchspersonen dem Versuchsleiter die Tafel vorlesen und beim FrACT, indem sie eine Tastatur bedienen. Im Folgenden soll auf beide Testverfahren näher eingegangen werden.

2.1 Die Pelli Robson Contrast Sensitivity Chart

Von den beiden in dieser Arbeit verwendeten Tests ist die Pelli Robson Chart die besser untersuchte, da sie bereits in den 80er Jahren von Pelli et al. [1988] entwickelt wurde. Es handelt sich um eine Tafel, auf der Buchstaben mit von links nach rechts und von oben nach unten geringer werdendem Kontrast abgebildet sind (siehe Abbildung 6). Das verwendete Alphabet nach Sloan enthält 10 Buchstaben, nämlich C, D, H, K, N, O, R, S, V und Z. Insgesamt sind auf der Tafel acht Reihen à zwei mal drei Buchstaben dargeboten, wobei jeweils drei Buchstaben denselben Kontrast haben. Der Kontrast des jeweils nächsten Triplets ist um den Faktor $\frac{1}{\sqrt{2}}$ geringer als der des vorherigen, was in Bezug auf die ermittelte Empfindlichkeitsschwelle einem Unterschied von $0,15 \log CS$ entspricht [Pelli et al. 1988]. Das Spektrum reicht von $0,0$ bis $2,1 \log CS$. Die Buchstaben auf der Tafel sind 5 cm breit und hoch und sollten in der Versuchsanordnung dieser Arbeit, wie in der Bedienungsanleitung vorgeschlagen, aus 1 m Entfernung gelesen werden. Also wurden sie mit einem Sehwinkel von 170 Bogenminuten bzw. knapp 3° betrachtet, was einer Visusstufe von $0,03$ entspricht. Geht man davon aus, dass zur Buchstabenerkennung nur die Ortsfrequenzen zwischen $1,5$ und $2,5 \text{ cpl}$ (cycles per letter width) [Pelli et al. 1988] benötigt werden, testet die Tafel bei einer Messdistanz von 1 m vornehmlich die Kontrastempfindlichkeit in einem Ortsfrequenzbereich von $0,5$ bis $0,8 \text{ cpd}$, also im niedrigen bis mittleren Frequenzbereich der Kontrastempfindlichkeitsfunktion (Abbildung 2).



Abbildung 6: Die Pelli Robson Chart. Auf der Tafel sind acht Reihen à zwei mal drei Buchstaben abgebildet. Jeweils drei Buchstaben haben denselben Kontrast. Die Triplets werden von links nach rechts und von oben nach unten kontrastärmer.

2.1.1 Psychophysische Schwellenbestimmung mit Hilfe der Pelli Robson Chart

Bei der Pelli Robson Chart wird die Kontrastempfindlichkeit bestimmt, indem die Versuchsperson die Buchstaben so weit wie möglich vorliest. Die Versuchsleitung notiert, welche Buchstaben gelesen werden. Dabei befindet sich die Empfindlichkeitsschwelle bei dem Buchstaben-Triplett, von dem gerade noch mindestens zwei Buchstaben gelesen werden konnten. Entsprechend dem Forced-Choice-Prinzip wird verlangt, dass in jedem Fall ein Buchstabe genannt wird. Also wird ein solcher Test erst abgebrochen, wenn eine Versuchsperson zwei Buchstaben eines Triplets falsch bezeichnet hat. Die Bedienungsanleitung der Pelli Robson Chart ermutigt den Anwender sogar dazu, den Versuchspersonen während des Lesens Strategien zu nennen, wie sie im schwieriger werdenden Bereich der Tafel noch weitere Buchstaben lesen können. Deswegen wurde bei dieser Untersuchung auf der Tafel gezeigt, auf welchen Bereich die Versuchspersonen sich konzentrieren sollten, und dazu ermutigt, darauf zu achten, ob sie Teile von Buchstaben sehen, runde oder eckige Strukturen ausmachen konnten. Außerdem wurde darauf hingewiesen, dass es, wie von Elliott et al. [1991a] vorgeschlagen, etwa 20 Sekunden dauern könne, bis sie die Buchstaben doch noch erkennen würden.

2.2 Der Freiburg Acuity and Contrast Test (FrACT)

Der FrACT wurde seit 1993 von Prof. Dr. rer. nat. Michael Bach an der Universität Freiburg entwickelt. In dieser Arbeit wurde die Version 3.01.e (April 2008) verwendet. Es handelt sich um ein frei erhältliches Computerprogramm, das auf handelsüblichen Rechnern zur Testung sowohl der Sehschärfe als auch der Kontrastempfindlichkeit installiert werden kann. In beiden Fällen werden den Versuchspersonen eine vorher in den Einstellungen des Programms festgelegte Anzahl von Landolt-Ringen auf dem Bildschirm präsentiert, deren Öffnungen in acht verschiedene Richtungen zeigen können und nach dem best PEST-Algorithmus (siehe Abschnitt 2.2.1) entweder in Größe oder Kontrast variieren. Im Folgenden soll aber vor allem vom Kontrastempfindlichkeitstest die Rede sein, auch wenn die Prinzipien der Schwellenbestimmung auch für den Sehschärfe-Test gelten.

Die Landolt-Ringe erscheinen einzeln in der Mitte des Bildschirms und der gesamte restliche Bildschirm bildet den einfarbig hellgrauen Testhintergrund (siehe Abbildung 7). Dabei ändert sich die Leuchtdichte des Hintergrunds je nach dargestelltem Kontrast: Wird der Kontrast geringer, nimmt die Differenz der Leuchtdichte von Hintergrund und Landolt-Ring ab, indem sowohl die Leuchtdichte des Bildschirms abnimmt als auch die des Landolt-Rings zunimmt.



Abbildung 7: Der Landolt-Ring im Kontrastempfindlichkeitstest des FrACT. Die Landolt-Ringe erscheinen im Testverlauf einzeln in der Mitte des Bildschirms auf hellgrauem Hintergrund.

Die Größe der Ringe kann vom Anwender durch Angabe der Messdistanz und des Seh winkels in Bogenminuten festgelegt werden. Zur optimalen Vergleichbarkeit des FrACT mit der Pelli Robson Chart wurde auch hier eine Messdistanz von einem Meter gewählt und der Seh winkel entsprechend der Größe der Buchstaben auf der Pelli Robson Chart auf 170 Bogenminuten eingestellt. Die Landolt-Ringe waren also im Durchmesser 5 cm groß und die Lücke 1 cm breit. Dies entspricht einer Visusstufe von 0,03. Da der Landolt-Ring die gleiche Form hat wie ein C des Sloan-Alphabets, kann davon ausgegangen werden, dass der FrACT in dieser Einstellung den gleichen Ortsfrequenzbereich untersucht wie die Pelli Robson Chart, also einen Bereich von ca. 0,7 cpd, wie in Abschnitt 2.1 besprochen.

2.2.1 Psychophysische Schwellenbestimmung mit Hilfe des FrACT

Wie bei der Pelli Robson Chart kommt auch beim FrACT das Forced-Choice-Prinzip zur Anwendung. Hier lesen die Versuchspersonen die Sehzeichen allerdings nicht vor, sondern bedienen eine Tastatur, auf der alle acht möglichen Ausrichtungen des Landolt-Rings in entsprechender Anordnung abgebildet sind. Die Versuchspersonen wurden instruiert, dass sie so gut wie möglich versuchen sollten, die Ausrichtung der Landolt-Ringe zu erkennen, es aber auch immer nötig sei, sich letztendlich für eine der Möglichkeiten zu entscheiden und gegebenenfalls zu raten, um im Test fortfahren zu können. Die Anzahl der Landolt-Ringe, die während einer Untersuchung hintereinander dargeboten werden, kann vom Anwender bestimmt werden.

Bei dieser Arbeit wurden 30 Landolt-Ringe pro Testdurchlauf präsentiert. Außerdem lässt sich festlegen, dass sogenannte Bonus-Trials vorkommen sollen, die zur Ermutigung der Versuchsperson deutlich erkennbar sind, nämlich drei mal so kontraststark wie der im Algorithmus als nächstes geforderte Ring. Bei den in dieser Arbeit beschriebenen Untersuchungen war ab dem 12. Ring jeder 6. Ring ein Bonus-Trial. Also trugen 26 der 30 Ringe tatsächlich zur Ermittlung der Empfindlichkeitsschwelle bei.

Die Empfindlichkeitsschwelle wird beim FrACT über den best PEST-Algorithmus ermittelt. Dazu wird sie als eine statistische Größe betrachtet bzw. als Punkt auf der so genannten psychometrischen Funktion. Die psychometrische Funktion setzt die Wahrscheinlichkeit einer korrekten Antwort in einer Testsituation mit der Stimulusintensität in Beziehung. Bei einem deutlich überschwelligen Reiz, in diesem Fall einem sehr hohen Kontrast, beträgt die Wahrscheinlichkeit, dass die Versuchsperson diesen Reiz wahrnimmt, also die Öffnung des Ringes erkennt, idealerweise 100 Prozent, wobei mitunter Flüchtigkeitsfehler vorkommen. Bei einem deutlich unterschwelligen Reiz hingegen entspricht die Wahrscheinlichkeit korrekt zu antworten der Ratewahrscheinlichkeit, beim FrACT also aufgrund der acht Möglichkeiten 12,5 Prozent [Bach 1996]. Zwischen dieser maximalen und minimalen Wahrscheinlichkeit ist die psychometrische Funktion sigmoid. An der steilsten Stelle dieser Kurve, also dem Wendepunkt, wirkt sich eine geringe Veränderung in der Stimulusintensität am stärksten auf die Wahrscheinlichkeit einer korrekten Antwort aus. Diese Stelle entspricht der Empfindlichkeitsschwelle [Bach 1996]. Im Falle einer Ratewahrscheinlichkeit von 12,5 Prozent beträgt die Wahrscheinlichkeit, einen Stimulus korrekt zu bezeichnen, an der Empfindlichkeitsschwelle 56,25 Prozent [Bach 1996].

Der FrACT verwendet den so genannten best PEST-Algorithmus [Lieberman und Pentland 1982], ein adaptives Stufenverfahren, das sich schrittweise dem Wendepunkt der psychometrischen Funktion nähert. Um dies mit möglichst wenig Schritten möglichst exakt zu erreichen, wird der Informationsgewinn pro Darbietung maximiert, indem nach jeder Darbietung die bisher während des Testdurchlaufs gewonnenen Informationen berücksichtigt werden. Da der Informationsgewinn im Bereich der Empfindlichkeitsschwelle am größten ist, wird diese vor jeder Darbietung geschätzt und der nächste Landolt-Ring an der aktuell geschätzten Empfindlichkeitsschwelle dargeboten. Dabei kommt eine so genannte Maximum-Likelihood-Schätzung zur Anwendung: Es wird die psychometrische Funktion gesucht, die am wahrscheinlichsten ein solches Muster an korrekten und unkorrekten Antworten hervorbringt, wie zum jeweiligen Zeitpunkt vorliegt. Dazu wird in der Maximum-Likelihood-Schätzung des FrACT die Steigung im

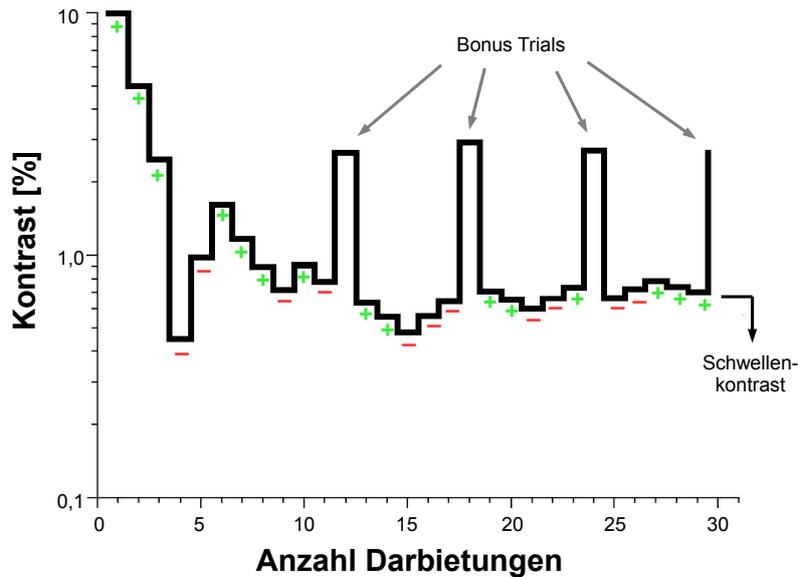


Abbildung 8: *Schwellenbestimmung nach dem best PEST-Algorithmus.* Die Kontrastwerte der 30 im Verlauf eines Test-Beispiels dargebotenen Landolt-Ringe sind auf der y-Achse aufgetragen. Wird eine richtige Antwort gegeben (grünes +), verringert sich der Kontrast des nächsten Landolt-Rings. Bei falscher Antwort (rotes -) nimmt der Kontrast zu. Die Stufen werden mit zunehmendem Informationsgewinn kleiner. Bonus Trials fließen nicht in die Berechnung des nächsten Kontrastes mit ein. Der nach der letzten Antwort geschätzte Schwellenkontrast wird angegeben.

Wendepunkt der psychometrischen Funktion als konstant angenommen [Bach 1996]. Da auch die maximale und minimale Wahrscheinlichkeit einer korrekten Reizantwort, nämlich 100 % und 12,5 %, von vorneherein festgelegt sind, wird die psychometrische Funktion bei dieser Schätzung lediglich relativ zur Stimulusintensität verschoben.

Das Ergebnis dieser Berechnung sieht schließlich so aus, wie in Abbildung 8 verdeutlicht. Zunächst werden deutlich überschwellige Reize dargeboten. Die Stimulusintensität nimmt mit jeder korrekten Antwort ab und mit einer unkorrekten Antwort wieder zu. Damit nähert sich der Kontrast der dargebotenen Landolt-Ringe von beiden Seiten der Schwelle. Die Schwelle wird in immer kleiner werdenden Abstufungen eingegabelt. Die nach der letzten Darbietung geschätzte Empfindlichkeitsschwelle wird vom Programm angegeben. Die dargebotenen Kontraste befinden sich dabei schon früh während des Testverlaufs im Bereich der Empfindlichkeitsschwelle der Versuchsperson. Daraus resultiert, dass der Test für alle Versuchspersonen den gleichen und hohen Schwierigkeitsgrad hat, eine Tatsache, die den Versuchspersonen erklärt wurde, um Frustrationen vorzubeugen.

Nahe der Schwelle ist es für die Versuchspersonen besonders schwierig zu entscheiden, ob sie den Landolt-Ring erkennen oder nicht. Deshalb wurden zur Motivation "Bonus-Trials" sowie eine akustische Rückmeldung über die Richtigkeit der Antwort verwendet. Um den Versuchspersonen bei einem hohen Anteil an unterschweligen Reizen anzuzeigen, dass ein Landolt-Ring vorhanden ist, erschien gleichzeitig mit jedem neuen Ring für 200 ms ein feines Fixationskreuz. Die Versuchspersonen standen bei dem Test nicht unter Zeitdruck. Es wurde eine zeitliche Begrenzung von 30 Sekunden pro Darbietung eingestellt, über die die Versuchspersonen allerdings nur auf Nachfrage hin unterrichtet wurden. Die 30 Sekunden wurden bei keiner Messung überschritten.

2.2.2 Technische Umsetzung und Kalibrierung

Der FrACT kann auf handelsüblichen Rechnern mit Windows-, Macintosh oder Linux-Betriebssystemen betrieben werden. Bei dieser Arbeit wurde ein MacBook von Apple verwendet. Zur Darbietung der Landolt-Ringe für den Kontrastempfindlichkeitstest wurde ein Bildschirm der Firma FIMI Philips vom Typ MGD403, Modell MD0709BRM, verwendet. Dabei handelt es sich um einen monochromen 21 Zoll CRT-Bildschirm. Dieser wurde aufgrund seiner hohen erreichbaren Leuchtdichte von bis zu 750 cd/m^2 und seiner geringen Blickwinkelabhängigkeit des Kontrastes ausgesucht. Der LCD-Bildschirm des MacBooks konnte nicht verwendet werden, da schon bei einer Variation des Blickwinkels um wenige Grad die Veränderung von Kontrast und Helligkeit deutlich wahrgenommen wurden. Die Blickwinkelabhängigkeit des Kontrastes ist bei LCD-Bildschirmen typischerweise stärker ausgeprägt [Gärtner 2008], aber auch bei CRT-Bildschirmen zu finden. Deshalb wurde im Vorfeld der Untersuchungen exemplarisch ein Kontrast mit Hilfe eines Leuchtdichtemessgeräts aus verschiedenen Winkeln nachgemessen und festgestellt, dass Abweichungen von wenigen Grad sich nicht merklich auf den Kontrast auswirkten. Bei den Messungen wurde auf einen konstanten, der Flächennormale des Bildschirms entsprechenden Blickwinkel geachtet. Der Winkel zwischen Augenwinkel und Mitte des Bildschirms wurde stets vor Beginn gemessen und die Probanden wurden angewiesen, ihre Position während der Messung möglichst nicht zu ändern.

Voraussetzung für die korrekte Darstellung der Kontraste ist, dass die vom Programm FrACT vorgegebenen Graustufen linear in die vom Bildschirm erzeugten Leuchtdichten umgesetzt werden. Dies ist in der Regel nicht von vorne herein gewährleistet. Zum einen kann es sein, dass der Bildschirm die von der Grafikkarte eingehenden Signale nicht linear umsetzt, zum ande-

ren sind meist schon so genannte Gammakorrekturen in den Grafikeinstellungen des Rechners festgelegt. Diese verzerren die Übertragung, zum Beispiel um das Bild für das Empfinden des Betrachters realistischer erscheinen zu lassen. Gamma ist der Exponent der Funktion $A=E^\gamma$, wobei A das Ausgangssignal bezeichnet, zum Beispiel die Leuchtdichte des Bildschirms an einem Punkt, und E das Eingangssignal, zum Beispiel die Intensität, die ein Programm einem Bildpunkt zuweist. Für eine lineare Umsetzung des Eingangs- in das Ausgangssignal ist also ein Gammawert von 1,0 notwendig. Dazu lässt sich beim FrACT unter dem Menüpunkt Luminance linearization eine Gamma-Testgrafik aufrufen, mit der es möglich ist, eine den Voreinstellungen des Rechners inverse Gammakorrektur vorzunehmen. Allerdings ist das eine subjektive und somit störanfällige Methode. Bei dieser Arbeit wurde deshalb ein anderes Verfahren gewählt: Mit einem Kalibrierungssystem namens Spyder3Elite von der Firma Datacolor wurde ein Bildschirmprofil mit einem Ziel-Gammawert von 1,0 erstellt. Dieses System enthält ein Messgerät, das sowohl die Leuchtdichte des Bildschirms als auch die Umgebungsleuchtdichte erfasst, und eine Kalibrierungssoftware, die die Kalibrierung des Bildschirms nach den Vorgaben des Anwenders automatisch durchführt. Auf diese Weise konnte ein Gammawert von 1,03 erzielt werden. Die Kalibrierung wurde auch manuell mit einem Leuchtdichtemessgerät überprüft, indem im Kalibrierungsmenü des FrACT definierte Graustufen aufgerufen und deren Leuchtdichten gemessen wurden. Abbildung 9 zeigt das Ergebnis einer dieser Messungen.

Es wurde auch der Visus der Versuchsteilnehmer gemessen. Der maximal messbare Visus ist durch die Pixelgröße begrenzt. Landolt-Ringe mit einer kleineren Lücke als die Pixelgröße sind nicht mehr darstellbar. Der maximal messbare Visus bei Verwendung des LCD-Bildschirms des MacBooks beträgt zum Beispiel 1,25, was bei Untersuchung von Normalpersonen einen Deckeneffekt erzeugen würde. Deswegen wurde in dieser Arbeit für die Untersuchung von Normalpersonen ein Microdisplay der Firma eMagin mit der Bezeichnung EMA-100100-01 (SVGA+ monochrome white) verwendet. Dieses misst $12,78 \times 9 \text{ mm}$ (ca. 0,6 Zoll), sodass bei einer Auflösung von 800×600 Pixeln ein einzelnes Pixel $15 \times 15 \mu\text{m}$ beträgt. Dies führt dazu, dass der maximal messbare Visus nach oben hin quasi nicht begrenzt ist, da er 18,5 beträgt. Aufgrund seiner kleinen Größe ist das Microdisplay jedoch auf die Messung von mittleren bis hohen Visuswerten begrenzt, da Landolt-Ringe mit einem Visuswert unter ca. 0,11 nicht auf den Bildschirm passen. Deswegen wurde zur Untersuchung von Versuchsteilnehmern mit niedrigem Visus der LCD-Bildschirm des MacBooks herangezogen.

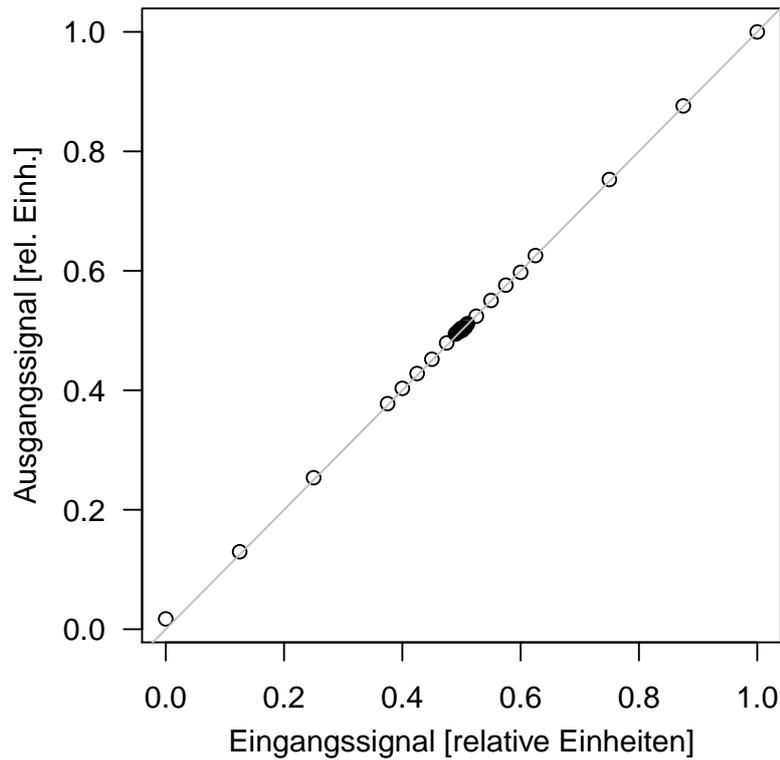
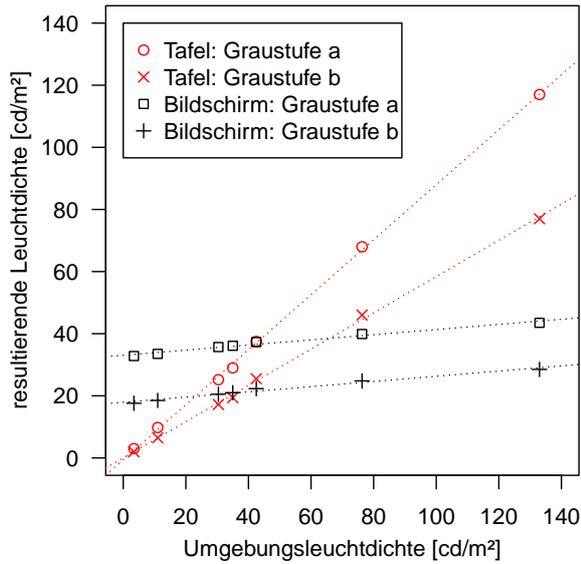


Abbildung 9: *Kalibrierung des FrACT*. Die vom FrACT vorgegebenen Helligkeitsstufen werden nach der Gammakorrektur durch das Spyder3Elite Kalibrierungssystem linear in die Leuchtdichte des Monitors umgesetzt. Die relativen Einheiten der y-Achse beziehen sich auf die vom Bildschirm erzeugte Leuchtdichte, wobei 1,0 der Leuchtdichte der weißen Fläche bei einem Kontrast von 100 % entspricht. Die relativen Einheiten der x-Achse beziehen sich auf die vom Programmcode des FrACT vorgegebenen Graustufenwerte. 1,0 entspricht hier dem maximalen Graustufenwert von 255, welcher bei einem Kontrast von 100 % der weißen Fläche zugewiesen wird.

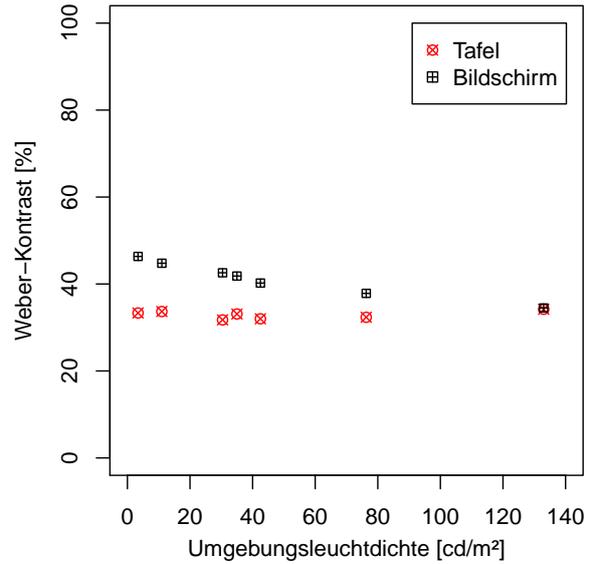
2.3 Beleuchtung

Die Kontrastempfindlichkeit ist von einer Reihe von Faktoren abhängig, die konstant gehalten werden müssen, insbesondere wenn man unterschiedliche Tests vergleichen möchte. Zu diesen Faktoren gehört die Leuchtdichte des Prüffeldes. Die Kontrastempfindlichkeit nimmt, wie in Abschnitt 1.3.1 besprochen, bis zu einem gewissen Grad mit der Leuchtdichte zu. Aber auch der tatsächliche Kontrast verändert sich, wenn Licht von außen auf ein selbstleuchtendes Medium wie einen Bildschirm trifft.

Um den Einfluss der Beleuchtung auf den Kontrast zu quantifizieren, wurde dieser Zusammenhang im Rahmen der Optimierung des Versuchsaufbaus nachgemessen und das Ergebnis in Abbildung 10 zusammengefasst. Bei verschiedenen Raumbeleuchtungen wurde die Leuchtdichte einer sowohl auf dem verwendeten CRT-Bildschirm als auch auf einer Pappe dargebo-



(a) Einfluss der Beleuchtung auf die Leuchtdichte



(b) Einfluss der Beleuchtung auf den Kontrast

Abbildung 10: Einfluss der Beleuchtung. Die Leuchtdichten zweier Graustufen (leere Symbole und Kreuze) auf einer Tafel (rote Symbole) und dem CRT-Bildschirm (schwarze Symbole) wurden bei verschiedenen Beleuchtungen gemessen. Um das von außen auf das Testmedium fallende Licht zu quantifizieren, wurde die Leuchtdichte auf einer weißen Pappe vor dem Medium gemessen (hier Umgebungsleuchtdichte). Eine Tafel reflektiert einen definierten Anteil des auf sie fallenden Lichts. Der Kontrast bleibt konstant, da die Leuchtdichten der Graustufen sich um den gleichen Faktor verändern. Beim CRT-Bildschirm wird das von ihm reflektierte Licht zu dem vom Bildschirm ausgestrahlten Licht addiert. Der Kontrast zwischen zwei Graustufen nimmt daher mit zunehmender Beleuchtung ab. Bei dieser Arbeit wurde darauf geachtet, dass möglichst wenig Licht auf den Bildschirm fällt.

tenen hellen und dunklen Fläche erfasst. Dabei wurde das durch die Raumbeleuchtung auf den Bildschirm bzw. die Pappe fallende Licht jeweils als Leuchtdichte auf einem vor der Messfläche befestigten weißen Papier gemessen. Es wird deutlich, dass bei der Pappe, die einen gleichbleibenden Anteil des einfallenden Lichts reflektiert, die Leuchtdichte mit der Beleuchtung proportional zunimmt. Da die Leuchtdichten der hellen und dunklen Fläche sich um den gleichen Faktor verändern, bleibt der Kontrast konstant. Bei dem Bildschirm verhält es sich allerdings anders. Die Graustufen entstehen nicht durch Reflexion, sondern durch das in dem Bildschirm erzeugte Licht. Das Licht, das von außen auf den Bildschirm trifft, wird aber materialabhängig teilweise von der Oberfläche reflektiert, unabhängig davon, was für eine Leuchtdichte von dem Bildschirm erzeugt wird. Das reflektierte Licht addiert sich zu dem von dem Bildschirm erzeugten. Wenn man die Weber-Formel (Formel 2) betrachtet, wird deutlich, dass deshalb der Kontrast bei Verwendung eines Bildschirms mit dem von außen auf ihn fallenden Licht abnimmt.

Aus diesen Gründen ist es notwendig, die Beleuchtung des Prüffeldes zu standardisieren. Im Folgenden sollen deshalb die Beleuchtungsverhältnisse bei den von uns durchgeführten Messungen beschrieben werden: Die Leuchtdichte der Pelli Robson Chart soll laut Bedienungsanleitung ca. 85 cd/m^2 betragen, wobei ein Bereich von 60 bis 120 cd/m^2 zulässig ist. Bei dieser Arbeit hatte die Tafel Leuchtdichten im Bereich von 60 bis 85 cd/m^2 , über die Fläche der Tafel verteilt. Im Zentrum der Tafel herrschte eine Leuchtdichte von ca. 80 cd/m^2 . Diese wurde durch zwei Banden Leuchtstoffröhren vor und hinter der Höhe der Tafel erzeugt und vor jeder Untersuchung nachgemessen. Es wurde auf eine möglichst homogene Beleuchtung geachtet und darauf, dass die Versuchsteilnehmer durch die Beleuchtung nicht geblendet wurden und es zu keinen Lichtreflexionen auf der Tafel kam. In der Mitte des CRT-Bildschirms herrschte eine Leuchtdichte von ca. 72 cd/m^2 . Da der Bildschirm von sich aus spiegelnd ist, wurde, um keine Lichtreflexionen zu erzeugen und das auf den Bildschirm fallende Licht minimal zu halten, nur eine Deckenbeleuchtung hinter dem Bildschirm eingeschaltet. Auf diese Weise hatte die Wand hinter dem Bildschirm eine Leuchtdichte von 75 bis 100 cd/m^2 und die Wand neben dem Bildschirm eine Leuchtdichte von 6 cd/m^2 . Bei Verwendung der Pelli Robson Chart hatte die Wand hinter der Tafel ebenfalls eine Leuchtdichte von 75 bis 100 cd/m^2 und die Wand neben der Tafel eine Leuchtdichte von 60 cd/m^2 .

2.4 Versuchspersonen

Für diese Arbeit wurden im Rahmen des Hauptversuchs 86 gesunde Augen von 56 gesunden Versuchsteilnehmern (Normalpersonen) und von 37 Kataraktpatienten jeweils ein Auge untersucht.

Die Normalpersonen waren zwischen 22 und 78 Jahren alt. Bedingung für die Teilnahme der Normalpersonen war eine korrigierte Sehschärfe von über $1,0$ (ab einem Visus von $0,95$ wurde aufgerundet) und Fehlen von bekannten Augenerkrankungen oder bekanntem Diabetes mellitus. Die Versuchsteilnehmer wurden allesamt an einer Spaltlampe untersucht, um Erkrankungen auszuschließen. Der Augeninnendruck wurde mittels Applanationstonometrie nach Goldmann gemessen und der vordere Augenabschnitt und Augenhintergrund wurden bei spielender Pupille ärztlich inspiziert. Ausschlusskriterien waren ein Augeninnendruck von über 20 mmHg , pathologische, insbesondere glaukomverdächtige Veränderungen der Sehnervenpapille, pathologische Veränderungen der Netzhaut im Bereich der Makula und ihrer unmittelbaren Umgebung wie zum Beispiel Drusen oder Blutungen, angeborene Linsentrübungen und Hornhautnarben-,

trübungen- oder ulzerationen, sofern diese sich im Bereich der undilatierten Pupille befanden. Als glaukomverdächtige Veränderungen der Sehnervenpapille eingestuft wurden hochovale Exkavationen mit ausgedünntem Nervenfaserrandsaum, Papillen mit deutlich größerer Exkavation als auf dem jeweils anderen Auge oder am Papillenrand abknickende Gefäße. In Bezug auf die Makula führten leichte Pigmentepithelverschiebungen, sofern altersgemäß, nicht zum Ausschluss, ebensowenig wie altersgemäß beginnende Linsentrübungen bei gut erhaltener Sehschärfe ($> 1,0$).

Bei der Rekrutierung von Normalpersonen wurden insgesamt 68 Personen auf diese Weise untersucht. 12 Personen mussten ausgeschlossen werden. Bei 26 Personen wurde nur ein Auge ausgeschlossen.

Bei den Patienten handelte es sich um Personen, die in die Katarakt-Sprechstunde der Universitäts-Augenklinik Freiburg kamen. In unsere Untersuchung eingeschlossen wurden Patienten mit einer Sehschärfe von unter 0,8 und ärztlich gestellter Indikation zur Implantation einer Intraokularlinse. Pathologische Nebenfunde oder Diabetes mellitus führten hier nicht zum Ausschluss.

2.5 Ablauf der Messungen

Alle Versuchsteilnehmer, Normalpersonen und Kataraktpatienten, nahmen an 3 verschiedenen Sehtests teil, nämlich der Messung der Sehschärfe mit dem FrACT und der Messung der Kontrastempfindlichkeit sowohl mit dem FrACT als auch mit der Pelli Robson Chart. Alle diese Tests wurden aus einer Messdistanz von einem Meter absolviert. Die Normalpersonen im Alter von unter 40 Jahren wurden, falls vorhanden, mit der eigenen Brille getestet. Erreichten sie damit nicht die erforderliche Sehschärfe von 1,0, wurde eine Refraktion vorgenommen. Den Normalpersonen im Alter von über 40 Jahren und Patienten wurde eine +1 dpt (Dioptrie) starke Linse gegeben, um auf einen Meter zu fokussieren, da eine für einen Meter ausreichende Akkomodationsfähigkeit ab diesem Alter nicht mehr vorausgesetzt werden kann.

Bei jeder Untersuchung wurde zunächst die Sehschärfe gemessen. Danach kamen der FrACT und die Pelli Robson Chart zur Anwendung. Die Reihenfolge der Kontrastempfindlichkeitstests wurde von Versuchsperson zu Versuchsperson gewechselt, um das Auftreten systematischer Fehler durch evtl. mögliche Übungs- oder Ermüdungseffekte zu vermeiden. Bei allen drei Tests wurde zunächst ein binokularer Probedurchlauf durchgeführt. Dann erst wurden für ein einzel-

nes Auge jeweils zwei Messungen vorgenommen. Wurden bei einer Person beide Augen in die Untersuchung eingeschlossen, wurden die monokularen Messungen für rechtes und linkes Auge nach dem ABBA-Schema verschachtelt. Die Reihenfolge, ob mit dem rechten oder linken Auge begonnen wurde, wurde von Person zu Person getauscht. Bei den Kataraktpatienten und einigen Normalpersonen wurde nur ein Auge getestet. Dabei erfolgten dann zwei Messungen des gleichen Auges direkt hintereinander. Bei monokularen Messungen wurde das andere Auge entweder mit einer Augenklappe oder bei Verwendung der Testbrille mit einer über die Linsen passenden schwarzen Scheibe abgedeckt.

2.5.1 Versuchsvariante: Bedienung der Tastatur

Zwei zusätzliche Versuchsreihen wurden jeweils mit 10 Versuchspersonen aus der Gruppe der Normalpersonen durchgeführt. Bei einer dieser Versuchsreihen wurde die Bedienung der Tastatur beim FrACT variiert. Die Tastatur, mit der angegeben wird, welche Orientierungen die Landolt-Ringe haben, wurde einmal von der Versuchsperson selbst und einmal auf Anweisung der Versuchsperson hin von der Versuchsleitung bedient. Ziel war es, dadurch ähnliche Versuchsbedingungen zu schaffen wie bei der Pelli Robson Chart, bei der die Buchstaben der Versuchsleitung ebenfalls vorgelesen werden müssen. Die Versuchspersonen wurden, wenn die Versuchsleitung die Kontrolle über die Tastatur hatte, motiviert, länger und genau hinzuschauen und es wurden wie bei der Pelli Robson Chart Strategien vorgeschlagen, wie die Ringe evtl. doch noch zu erkennen seien (siehe Abschnitt 2.1.1). Bei einer solchen Untersuchung wurde nur ein Auge pro Person untersucht und nur die Kontrastempfindlichkeitsmessung mit dem FrACT durchgeführt. Dabei wurde wie beim Hauptversuch für jede Variante zunächst zur Übung eine Messung binokular vorgenommen und danach ein einzelnes Auge zwei Mal nach der einen und zwei Mal nach der anderen Vorgehensweise getestet. Die Varianten wurden nach ABBA-Schema verschachtelt und es wurde von Person zu Person abgewechselt, mit welcher Variante begonnen wurde.

2.5.2 Versuchsvariante: Künstliche Vernebelung

Zum Erreichen einer Vernebelung wurde ein Material gesucht, das den Kontrast möglichst unabhängig von Schärfe und Helligkeit verändert. Mit Hilfe von Recyclingfolie wurden Versuchsbrillen mit zwei Vernebelungsstufen hergestellt. Bei der ersten Vernebelungsstufe wurde die Brille mit einer Lage Folie bespannt, bei der zweiten Vernebelungsstufe mit zwei Lagen Folie. Recyclingfolie enthält kleinste Partikel, die eine Trübung erzeugen. Dabei wird aber das einfal-

lende Licht weniger stark und diffus gebrochen als zum Beispiel bei Klarsichtfolien, sodass die Sehschärfe weniger beeinträchtigt wird. Außerdem wird die Helligkeit im Vergleich zu anderen Materialien, die in Betracht gezogen wurden, am wenigsten verändert. Die 10 Versuchspersonen wurden monokular mit dem FrACT-Sehschärfetest, dem FrACT-Kontrastempfindlichkeitstest und der Pelli Robson Chart jeweils zwei Mal bei freier Sicht, der ersten und der zweiten Vernebelungsstufe getestet. Dabei wurden die Vernebelungsstufen nach dem Schema ABCCBA verschachtelt und es wurde von Person zu Person abgewechselt, ob mit der höchsten Vernebelungsstufe oder bei freier Sicht begonnen wurde.

2.6 Statistische Datenanalyse

Die statistischen Auswertungen und Graphen wurden mit R Version 2.12.1 [R Development Core Team 2010] erstellt. Für sämtliche Betrachtungen wurden die mit dem FrACT erhobenen Schwellenkontraste nach Michelson in Weber-Kontraste umgerechnet und daraus die Kehrwerte logarithmiert. Daraus resultiert die logarithmierte Kontrastempfindlichkeit, eine Einheit, die auch bei der Pelli Robson Chart angegeben wird. Die logarithmierte Kontrastempfindlichkeit wird in dieser Arbeit als logCS für log Contrast Sensitivity bezeichnet. Die Sehschärfe wird ebenfalls in logarithmierten Einheiten angegeben, nämlich als log(Visus). Die erhobenen Daten wurden zur Bestimmung der Normalwerte, Reproduzierbarkeit und Übereinstimmung der beiden Tests verwendet. Außerdem wurden Sensitivität und Spezifität der beiden Tests und Einflüsse auf die gemessene Kontrastempfindlichkeit untersucht.

Zur Bestimmung der Normalwerte wurde der Mittelwert aus den Werten von Test und Retest eines Auges gebildet. Falls pro Person zwei Augen getestet wurden, wurden, wie von Newcombe und Duff [1987] vorgeschlagen, die Werte der beiden Augen gemittelt, sodass pro Versuchsperson nur ein Mittelwert in die Berechnung der Normalwerte einging. Die gleiche Mittelung wurde zur Untersuchung der Sensitivität und Spezifität und zur Untersuchung der Einflüsse auf die Kontrastempfindlichkeit vorgenommen. Die Normalwerte wurden in Form von Histogrammen und Box-and-Whisker-Plots dargestellt und als Mittelwert \pm Standardabweichung (sd) sowie als Median \pm 95 %-Konfidenzintervall bestimmt. 95 %-Konfidenzintervalle wurden bei allen Auswertungen ausgezählt und nicht anhand der Standardabweichung berechnet. Zur Bestimmung von Sensitivität und Spezifität wurde eine ROC-Analyse für die Unterscheidung zwischen Kataraktpatienten und Normalpersonen durchgeführt. Die Reproduzierbarkeit der Tests wurde anhand von Streudiagrammen und Bland-Altman-Diagrammen dargestellt. Zur Quantifizierung

der Reproduzierbarkeit wurde nach Bland und Altman [1986] das 95 %-Konfidenzintervall der Differenzen zwischen Test und Retest bestimmt. Auch um die Übereinstimmung der Ergebnisse der beiden Tests zu ermitteln, wurden Streudiagramme erstellt und Bland-Altman-Analysen durchgeführt. Zur Bestimmung des Einflusses von Alter, Sehschärfe und Beobachtungszeit auf die Kontrastempfindlichkeit wurden lineare Regressionsmodelle erstellt und Korrelationskoeffizienten nach Spearman berechnet.

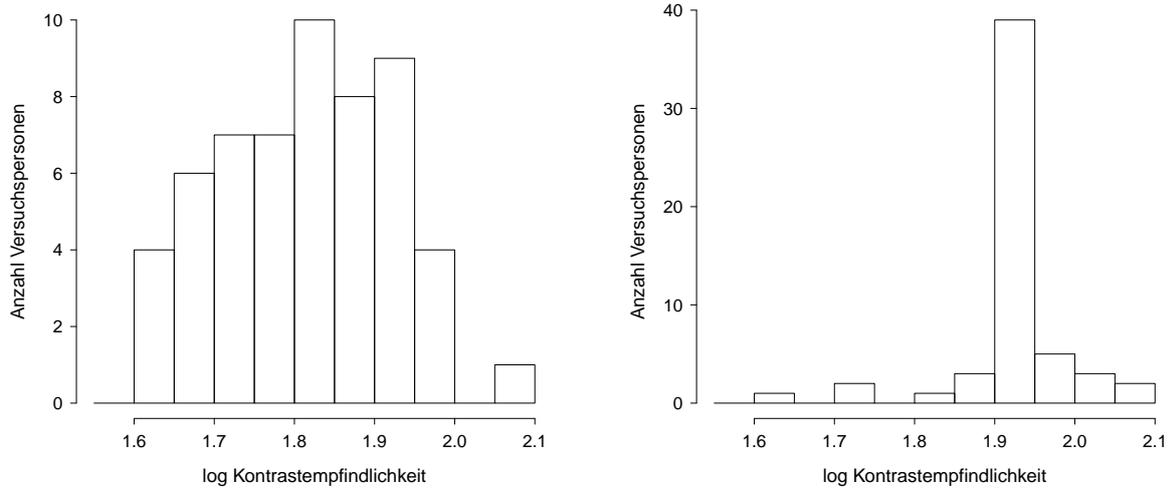
3 Ergebnisse

3.1 Normalwerte

Im Rahmen dieser Arbeit wurden 86 Augen von 56 Normalpersonen sowohl mit dem FrACT als auch mit der Pelli Robson Chart getestet. Die Normalpersonen waren zwischen 22 und 78 Jahren alt. Die Altersverteilung ist in Abbildung 16 (Abschnitt 3.5) dargestellt. Die Sehschärfe der Normalpersonen betrug zwischen $-0,02$ und $0,35$ $\log(\text{Visus})$, im Durchschnitt $0,13 \pm 0,09$ (sd) $\log(\text{Visus})$.

Die Verteilungen der Kontrastempfindlichkeitswerte, die dabei ermittelt wurden, sind in Abbildung 11 in Form von Histogrammen dargestellt. Es wird deutlich, dass die Werte sich bei beiden Tests über einen ähnlichen Bereich verteilen. Beim FrACT beträgt die Spannweite der Normalwerte $1,64$ bis $2,06$ $\log\text{CS}$, bei der Pelli Robson Chart $1,65$ bis $2,1$ $\log\text{CS}$. Allerdings konzentrieren sich bei der Pelli Robson Chart offensichtlich mehr Werte in einer Werteklasse des Histogramms. Dabei ist die unterschiedliche Skalierung der y-Achsen in Abbildungen 11 zu beachten. Bei Testung mit der Pelli Robson Chart erzielten 38 Personen eine Kontrastempfindlichkeit von $1,95$ $\log\text{CS}$ und eine Person eine von $1,9125$ $\log\text{CS}$. Das sind 70 % aller augengesunden Probanden. Beim FrACT hingegen sind die Werte der Normalpersonen gleichmäßiger auf mehrere Werteklassen verteilt.

In Abbildung 12 sind für beide Tests Median, Quartilenabstand und Spannweite der Normalwerte in Relation zu den bei 36 Kataraktpatienten gemessenen $\log\text{CS}$ -Werten dargestellt. Die Grenzen der Boxen zeigen jeweils die erste und dritte Quartile, die Antennen (Whiskers) die Extremwerte. Der Median wird durch die dicker gedruckte Linie im Bereich der Box dargestellt. Die Einkerbung (notch) der Box repräsentiert das 95 %-Konfidenzintervall des Medians. Bei Erfassung der Normalwerte mit dem FrACT beträgt der Median $1,83 \pm 0,04$ (95 %-KI) $\log\text{CS}$ und bei Messung mit der Pelli Robson Chart $1,95 \pm 0,00$ (95 %-KI) $\log\text{CS}$. Der Mittelwert der Normalwerte beträgt beim FrACT $1,82 \pm 0,11$ (sd) $\log\text{CS}$ und bei der Pelli Robson Chart $1,94 \pm 0,07$ (sd) $\log\text{CS}$. Das 95 %-Konfidenzintervall der Normalwerte – dargestellt durch die grün gestrichelten Linien – ist beim FrACT größer als bei der Pelli Robson Chart. Es beinhaltet beim FrACT Werte von $1,645$ bis $2,000$ $\log\text{CS}$, bei der Pelli Robson Chart Werte von $1,725$ bis $2,048$ $\log\text{CS}$.



(a) Normalwerte des FrACT

(b) Normalwerte der Pelli Robson Chart

Abbildung 11: Verteilung der Kontrastempfindlichkeitswerte von Normalpersonen. Es fällt auf, dass mit der Pelli Robson Chart bei einer großen Zahl von Versuchspersonen Werte in einer einzigen Werteklasse gemessen wurden. Daher sind die y-Achsen unterschiedlich skaliert.

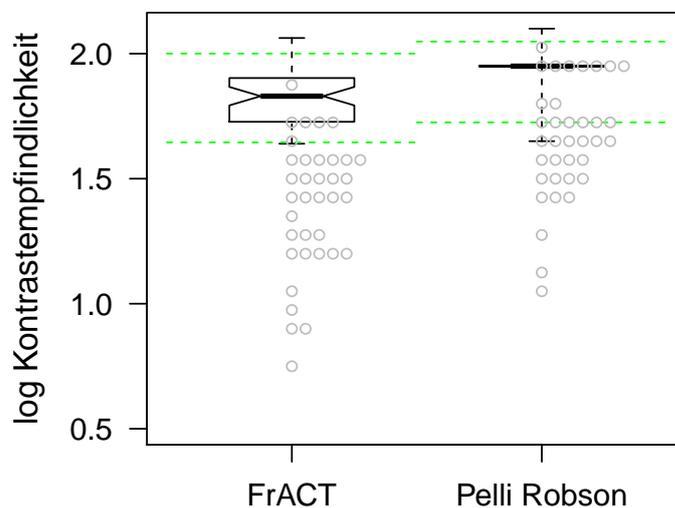


Abbildung 12: Normalwerte von FrACT und Pelli Robson Chart im Box-and-Whisker-Plot. Die Grenzen der Boxen entsprechen der ersten und dritten Quartile, die Linie im Bereich der Box dem Median. Die Whiskers beschreiben den Bereich zwischen den Extremwerten. Das 95 %-Konfidenzintervall der Normalwerte ist durch die grün gestrichelten Linien dargestellt. Im Vergleich dazu repräsentieren die grauen Kreissymbole die bei Kataraktpatienten gemessenen Werte.

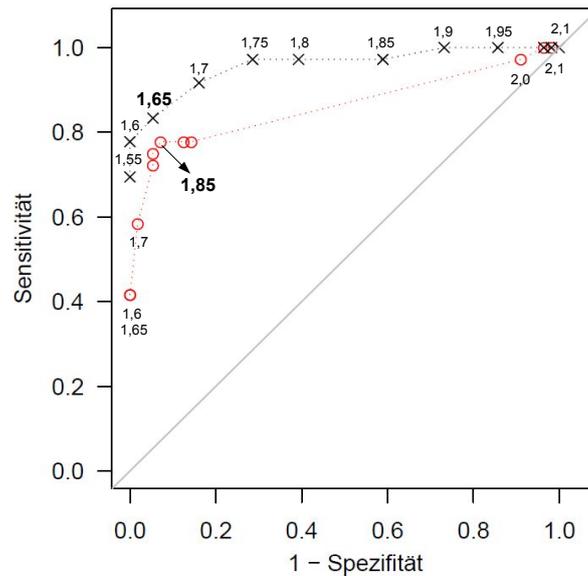


Abbildung 13: ROC-Analyse. Der Schwellenwert mit der günstigsten Kombination aus Spezifität und Sensitivität für die Erkennung von Katarakt liegt bei der Pelli Robson Chart bei 1,85 logCS, beim FrACT bei 1,65 logCS. Die Fläche unter der Kurve ist beim FrACT (schwarze Kreuzsymbole, AUC = 0,956) größer als bei der Pelli Robson Chart (rote Kreissymbole, AUC = 0,941).

3.2 Kontrastempfindlichkeit bei Katarakt

Von 37 Kataraktpatienten wurde jeweils ein Auge untersucht. Die Kataraktpatienten waren zwischen 39 und 84 Jahren alt. Der Median lag bei 73 Jahren. Die Sehschärfe betrug zwischen $-1,0 \log(\text{Visus})$ und $-0,17 \log(\text{Visus})$, im Durchschnitt $-0,46 \pm 0,22$ (sd) $\log(\text{Visus})$.

Die grauen Symbole in Abbildung 12 zeigen die Verteilung der bei den Kataraktpatienten gemessenen logCS-Werte. Dabei sind die mit dem FrACT gemessenen Werte zur besseren Übersichtlichkeit entsprechend der 0,075 logCS-Schritte der Pelli Robson Chart gerundet. Es zeigt sich, dass beim FrACT 6 Werte von Patienten innerhalb des 95 %-Konfidenzintervalls der Normalwerte liegen. Bei der Pelli Robson Chart liegen 10 Werte im Bereich der Normalwerte, 7 davon sogar auf dem Median. Zusätzlich liegen bei der Pelli Robson Chart auch 6 Werte auf der unteren Grenze des 95 %-Konfidenzintervalls.

Es wurde eine ROC-Analyse durchgeführt, um den Schwellenwert zu bestimmen, bei dem die Kontrastempfindlichkeitsmessung die günstigste Kombination aus Sensitivität und Spezifität für die Erkennung von Katarakt aufweist. Das Ergebnis ist in Abbildung 13 gezeigt. Beim FrACT (schwarze Kreuzsymbole) ist das Produkt aus Sensitivität und Spezifität am höchsten, wenn man Werte unter 1,65 logCS als pathologisch einordnet. Die Sensitivität beträgt dann 83,3 %

und die Spezifität 94,6 %. Bei der Pelli Robson Chart (rote Kreissymbole) liegt der Schwellenwert bei 1,85 logCS. Darunter wird eine Sensitivität von 77,8 % und eine Spezifität von 92,9 % erreicht. Die Fläche unter der Kurve (AUC, area under the curve) beträgt beim FrACT 0,956 und bei der Pelli Robson Chart 0,941. Der FrACT konnte also bei unserer Stichprobe etwas besser zwischen Normalpersonen und Kataraktpatienten unterscheiden.

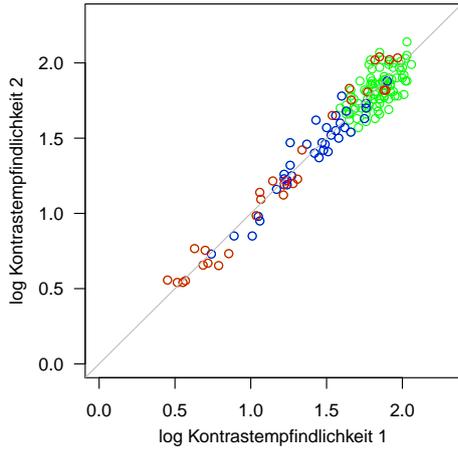
Der Korrelationskoeffizient nach Spearman zeigte eine mäßige Korrelation der Sehschärfe mit der Kontrastempfindlichkeit der Kataraktpatienten (für Pelli Robson Chart: $r^2 = 0.32$, $p < 0.001$, für FrACT: $r^2 = 0.37$, $p < 0.001$).

3.3 Reproduzierbarkeit

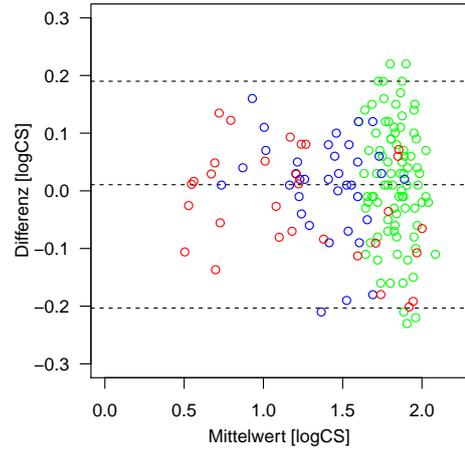
Beide Tests wurden jeweils zwei Mal durchgeführt. Die Streu- und Bland-Altman-Diagramme (Abbildung 14) verdeutlichen die daraus abgeleitete Reproduzierbarkeit der Tests, auch im Vergleich mit der Reproduzierbarkeit des FrACT bei der Erfassung der Sehschärfe. In diese Graphen sind die Daten der Normalpersonen als grüne Punkte, die der Kataraktpatienten als blaue Punkte und die aus dem Versuch mit künstlicher Vernebelung als rote Punkte eingegangen. Insgesamt handelt es sich um 152 Wertepaare. Aus dem Versuch mit künstlicher Vernebelung sind von jedem der 10 Versuchsteilnehmer 3 Punkte für die 3 verschiedenen Vernebelungsstufen abgebildet. Ansonsten steht jeder Punkt für ein Auge eines Versuchsteilnehmers. Bei der Pelli Robson Chart wurde ein Sunflower-Plot erstellt, um trotz der durch die Rasterung der Pelli Robson Chart geringen Anzahl an möglichen Wertekombinationen die Menge der in die Graphik eingegangenen Werte darzustellen. Jedes Blatt der Blume steht dabei für einen Wert.

Es ist ersichtlich, dass die Spannweiten der Differenzen zwischen erstem und zweitem Test beim FrACT und der Pelli Robson Chart sehr ähnlich sind. Bei der Pelli Robson Chart ist das Wertepaar von 1,95 logCS bei beiden Testdurchläufen jedoch 78 mal vertreten. Das trägt dazu bei, dass das 95 %-Konfidenzintervall der Differenzen, welches als Coefficient of Repeatability bezeichnet wird, bei der Pelli Robson Chart um 0,09 logCS enger als beim FrACT ist. Es umfasst Werte von -0,15 logCS bis +0,15 logCS. Beim FrACT beträgt es -0,2 bis +0,19 logCS. Bei der Messung der Sehschärfe mit dem FrACT beträgt es -0,18 bis +0,15 log(Visus).

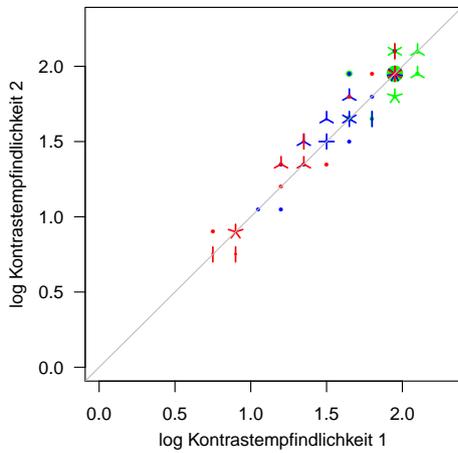
Die Standardabweichung der Differenzen zwischen erstem und zweitem Testdurchlauf beträgt beim FrACT 0,098 logCS, bei der Pelli Robson Chart 0,087 logCS und bei der Messung der Sehschärfe mit dem FrACT 0,084 log(Visus).



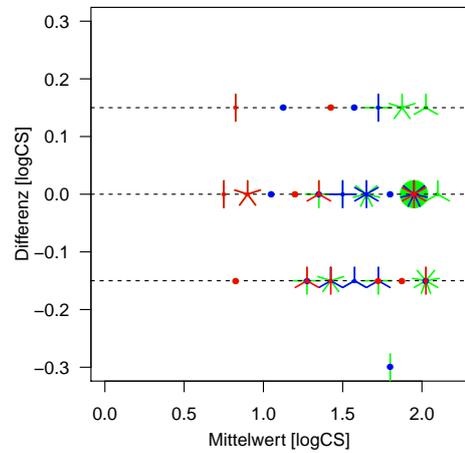
(a) *FrACT: Kontrastempfindlichkeit*



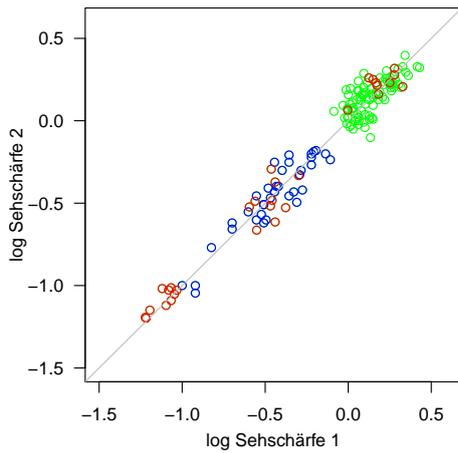
(b) *FrACT: Kontrastempfindlichkeit*



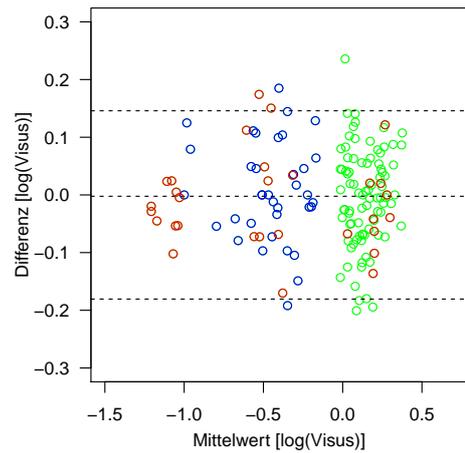
(c) *Pelli Robson Chart*



(d) *Pelli Robson Chart*



(e) *FrACT: Sehschärfe*



(f) *FrACT: Sehschärfe*

Abbildung 14: Reproduzierbarkeit. Grüne Symbole stehen für Normalpersonen, blaue für Kataraktpatienten und rote für den Versuch mit künstlicher Vernebelung. In den Bland-Altman-Diagrammen (b, d, f,) ist die Differenz aus erstem und zweitem Test gegen ihren Mittelwert aufgetragen. Die horizontalen Linien zeigen Mediane und die 95 %-Konfidenzintervalle der Differenzen.

3.4 Übereinstimmung der beiden Tests

In dieser Arbeit hat jeder Versuchsteilnehmer an zwei verschiedenen Tests teilgenommen. Zur Verdeutlichung der Übereinstimmung der Testergebnisse sind in dem Streudiagramm in Abbildung 15(a) die mit dem FrACT gemessenen Werte gegen die mit der Pelli Robson Chart gemessenen Werte aufgetragen. Bei perfekter Übereinstimmung würden alle Datenpunkte auf der grau eingezeichneten Diagonale liegen. Tatsächlich sind sie aber etwas nach unten versetzt. Mit der Pelli Robson Chart wurden durchschnittlich höhere Werte gemessen als mit dem FrACT. Im Bland-Altman-Diagramm in Abbildung 15(b) sieht man deshalb, dass die Differenzen zwischen den bei jeweils einer Versuchsperson gemessenen Werten der beiden Tests überwiegend im positiven Bereich liegen. Der Unterschied zwischen den Ergebnissen der beiden Tests ist außerdem umso größer, je niedriger die gemessene Kontrastempfindlichkeit ist (Zunahme der Differenz um $0,13 \log\text{CS}$ pro $1 \log\text{CS}$ des Mittelwerts, $p < 0,001$). Im Bland-Altman-Diagramm sind der Median der Differenzen und die Grenzen der Übereinstimmung der beiden Tests (LOA, Limits of Agreement), nämlich die Grenzen des 95 %-Konfidenzintervalls der Differenzen, als gestrichelte Linien dargestellt. Die Grenzen der Übereinstimmung liegen bei $-0,08 \log\text{CS}$ und $+0,41 \log\text{CS}$.

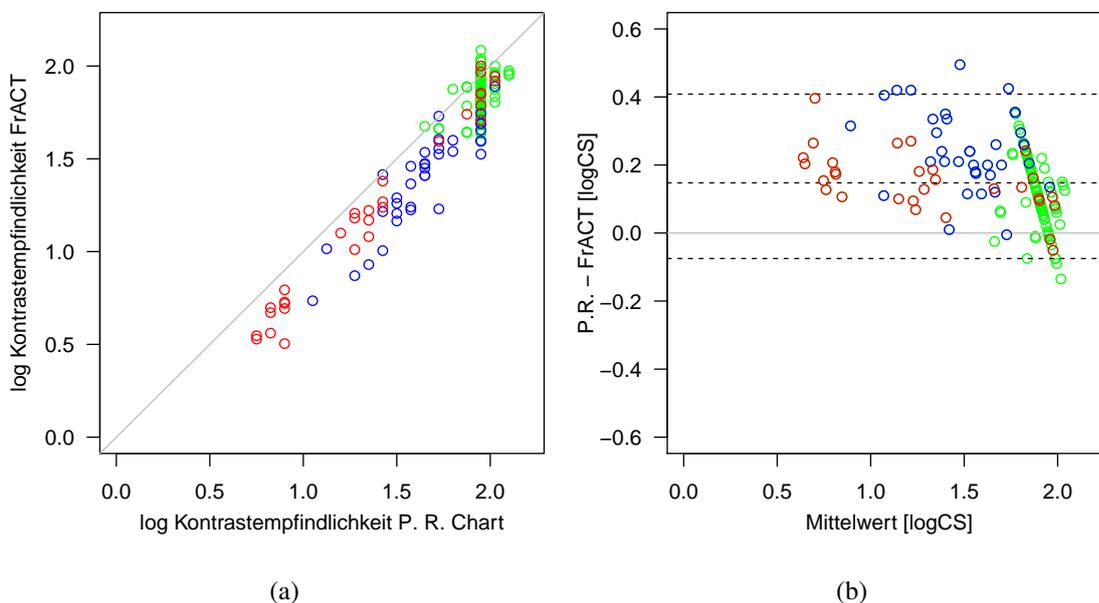


Abbildung 15: Übereinstimmung des FrACT mit der Pelli Robson Chart. Grüne Symbole stehen für Normalpersonen, blaue für Kataraktpatienten und rote für den Versuch mit künstlicher Vernebelung. Die Übereinstimmung der beiden Tests wird hier durch ein Streu- und ein Bland-Altman-Diagramm verdeutlicht. Mit der Pelli Robson Chart wurden überwiegend höhere Werte gemessen als mit dem FrACT. Die Differenz nimmt bei niedrigeren Werten geringfügig zu.

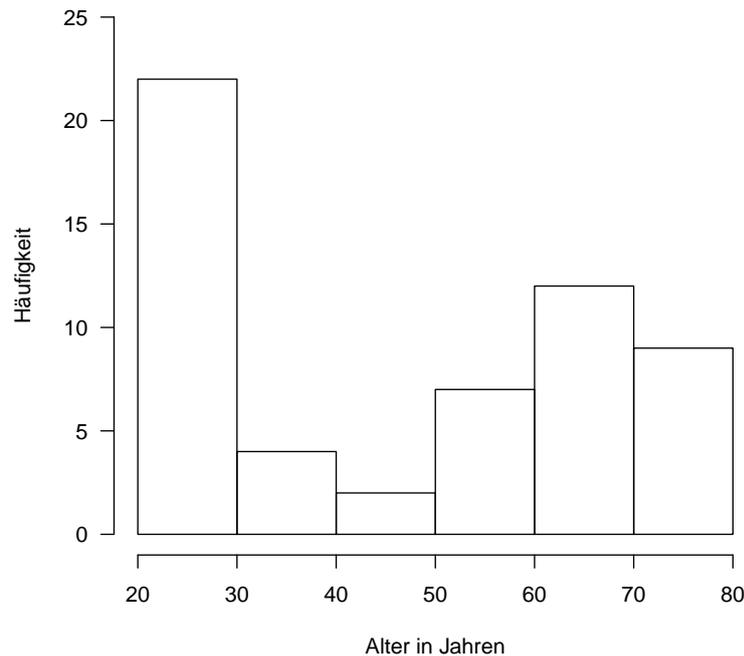


Abbildung 16: Altersverteilung der gesunden Versuchspersonen. Der Median der Altersverteilung der Normalpersonen liegt bei 50 Jahren.

3.5 Einfluss von Alter, Visus und Beobachtungszeit auf die Kontrastempfindlichkeit

Bei dieser Arbeit wurden gesunde Versuchspersonen zwischen 22 und 78 Jahren getestet. Es war das Ziel, genug Versuchspersonen höheren Alters zu untersuchen, um feststellen zu können, ob die Kontrastempfindlichkeit mit dem Alter abnimmt. Abbildung 16 zeigt ein Histogramm der Altersverteilung der gesunden Versuchspersonen.

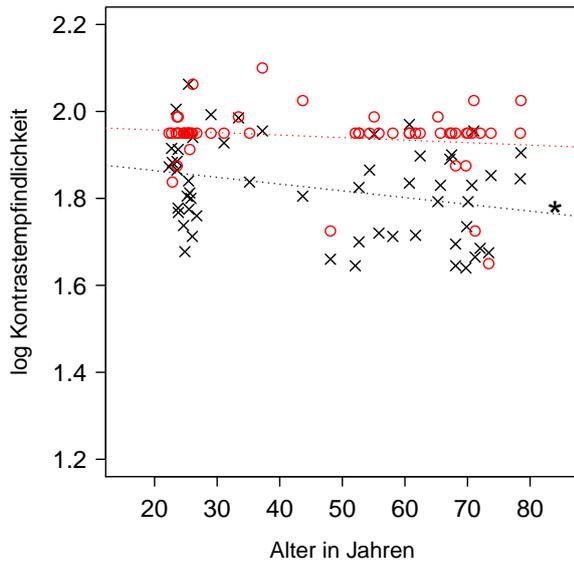
Der Zusammenhang des Alters mit der Kontrastempfindlichkeit der Probanden ist in Abbildung 17(a) dargestellt. Die schwarzen Kreuze stellen die Werte des FrACT, die roten Kreise die Werte der Pelli Robson Chart dar. Bei den gepunkteten Linien handelt es sich um Regressionsgeraden. Beim FrACT weist die Regressionsanalyse auf einen Zusammenhang von geringgradiger Signifikanz ($p = 0,028$) hin. Die Kontrastempfindlichkeit nimmt demnach um 0,016 logCS pro Dekade des Lebensalters ab. Damit liegen die Normalwerte der 80-Jährigen nur knapp 0,1 logCS unter denen der 20-Jährigen. Bei der Pelli Robson Chart zeigt die Regressionsanalyse keinen signifikanten Zusammenhang zwischen Alter und Kontrastempfindlichkeit ($p = 0,22$). Die Steigung der errechneten Regressionsgeraden ist außerdem noch geringer als beim FrACT,

sie beträgt $-0,0006$. Im Vergleich dazu ist in Abbildung 17(b) der Zusammenhang zwischen Alter und Sehschärfe dargestellt. Die Regressionsanalyse zeigt, dass ein signifikanter Zusammenhang ($p = 0,0067$) besteht und die Sehschärfe um $0,017 \log(\text{Visus})$ pro Dekade abnimmt.

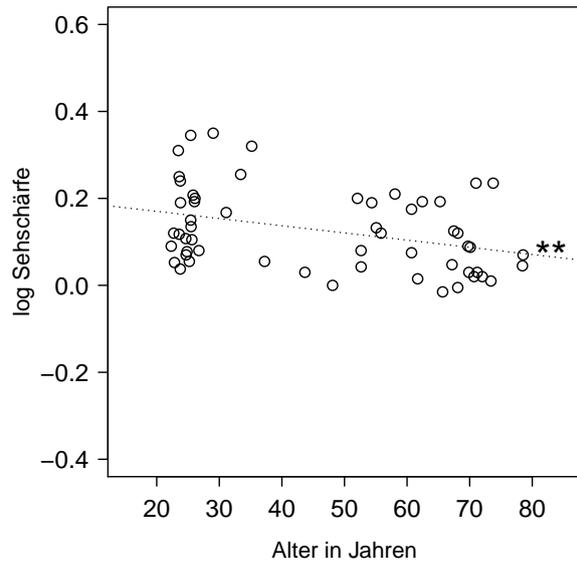
In Abbildung 17(c) ist der Zusammenhang zwischen Sehschärfe und Kontrastempfindlichkeit für FrACT und Pelli Robson Chart dargestellt. Auch hier zeigt sich ein deutlicherer Zusammenhang beim FrACT als bei der Pelli Robson Chart (Steigung der Regressionsgeraden = $0,58$ ($p < 0,001$) und $0,19$ ($p = 0,056$); $r^2 = 0,21$ ($p < 0,001$) und $r^2 = 0,06$ ($p = 0,08$).

Der FrACT erfasst auch die Zeit von der Darbietung des Landolt-Rings bis zur Antwort der Versuchsperson, also die Beobachtungszeit. Somit konnte für den FrACT untersucht werden, ob ein Zusammenhang zwischen der Beobachtungszeit und der Kontrastempfindlichkeit besteht. Dabei wurde, um die Analyse unabhängig von Unterschieden in der insbesondere altersabhängigen Reaktionszeit zu machen, eine relative Beobachtungszeit berechnet. Es wurde der Quotient aus durchschnittlicher Beobachtungszeit pro Trial und der durchschnittlichen Beobachtungszeit pro Bonus-Trial gebildet. Die Beobachtungszeit pro Bonus-Trial wurde zur Nominierung der Reaktionszeit verwendet. Tatsächlich bestand ein Zusammenhang zwischen Alter und durchschnittlicher Zeit pro Bonus-Trial ($p < 0,001$) und Alter und durchschnittlicher Beobachtungszeit pro Trial ($p = 0,0088$), jedoch kein signifikanter Zusammenhang zwischen Alter und der relativen Beobachtungszeit ($p = 0,808$). Genauso zeigte sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen Sehschärfe und relativer Beobachtungszeit.

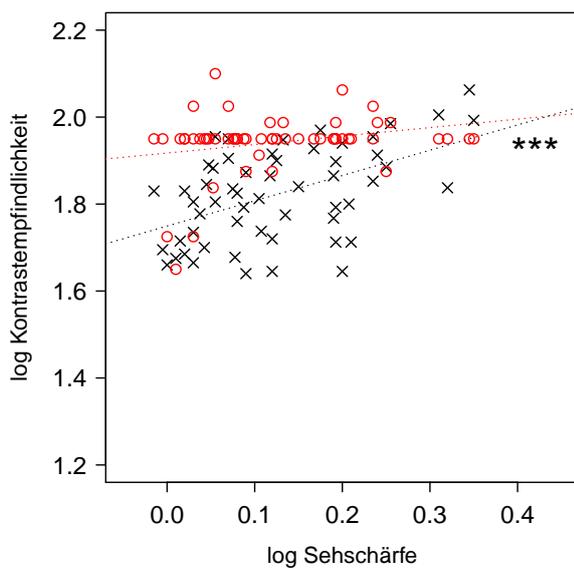
Abbildung 17(d) zeigt den Zusammenhang zwischen der relativen Beobachtungszeit und der Kontrastempfindlichkeit bei den gesunden Versuchspersonen. Es zeigt sich ein geringgradig signifikanter Zusammenhang ($p = 0,034$), demzufolge die Kontrastempfindlichkeit pro Vielfaches der Reaktionszeit um $0,023 \log\text{CS}$ zunimmt. Allerdings scheint die Zunahme der Kontrastempfindlichkeit pro relative Beobachtungszeit bis zu einer relativen Beobachtungszeit von 6 noch ausgeprägter zu sein und darüber hinaus wurde keine Zunahme der Kontrastempfindlichkeit mehr erreicht. Werden in die Regressionsanalyse nur Werte mit einer relativen Beobachtungszeit bis zu 6 einbezogen, ist der Zusammenhang hochgradig signifikant ($p < 0,001$) und die Kontrastempfindlichkeit nimmt demnach pro Vielfaches der Reaktionszeit um $0,048 \log\text{CS}$ zu. Die Reaktionszeit betrug bei den gesunden Versuchspersonen zwischen 736 und 2281 ms, durchschnittlich 1360 ms. Die Beobachtungszeit pro Trial betrug zwischen 1824 und 12982 ms, durchschnittlich 4950 ms.



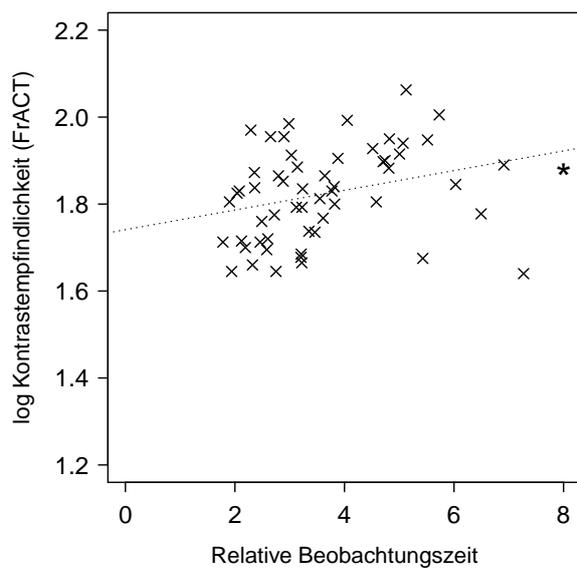
(a) Kontrastempfindlichkeit und Alter



(b) Sehschärfe und Alter



(c) Kontrastempfindlichkeit und Sehschärfe



(d) Kontrastempfindlichkeit und Beobachtungszeit

Abbildung 17: Kontrastempfindlichkeit, Sehschärfe, Alter und Beobachtungszeit - Lineare Regressionsmodelle.

Die Werte des FrACT sind durch schwarze Kreuze, die der Pelli Robson Chart durch rote Kreise dargestellt. Ein-gezeichnet sind die Regressionsgeraden mit dem jeweiligen Signifikanzniveau (* = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$; *** = $p < 0,001$). Der Zusammenhang der Kontrastempfindlichkeit mit Alter (a) und Sehschärfe (c) ist nur bei Messung mit dem FrACT signifikant. Zwischen Alter und Sehschärfe besteht auch eine Wechselwirkung (b). Die Beobach-tungszeit wurde nur bei Messung mit dem FrACT erfasst und erweist sich als signifikanter Einflussfaktor (d). Der Zusammenhang ist für relative Beobachtungszeiten bis zu 6 sogar hochsignifikant (grüne Regressionsgerade).

3.6 Variationen der Bedienung des FrACT

Es hat sich gezeigt, dass die Normalwerte der Pelli Robson Chart sich von denen des FrACT systematisch unterscheiden und dass die Beobachtungszeit einen Einfluss auf die mit dem FrACT gemessene Kontrastempfindlichkeit hat. Um festzustellen, ob die unterschiedlichen Normalwerte auf unterschiedlich lange Beobachtungszeiten bei den beiden Kontrastempfindlichkeitstests zurückzuführen sein könnten, wurde der FrACT deshalb in einer der Pelli Robson Chart angeglichenen Variante durchgeführt. Hierbei sollten 10 Versuchsteilnehmer mündlich ihre Antwort mitteilen und wurden von der Versuchsleiterin dazu motiviert, ausreichend lange hinzusehen. Tatsächlich zeigt der einseitige t-Test, dass die mit der mündlichen Variante gemessenen Werte überwiegend größer sind als bei Bedienung der Tastatur durch die Versuchsteilnehmer selbst ($p = 0,03$). Der Mittelwert der mit der mündlichen Variante gemessenen Kontrastempfindlichkeiten beträgt $1,95 \pm 0,12$ (sd) logCS. Der Mittelwert der per selbständiger Bedienung der Tastatur gemessenen Kontrastempfindlichkeiten beträgt $1,88 \pm 0,12$ (sd) logCS. Der Unterschied beträgt durchschnittlich $0,07$ logCS.

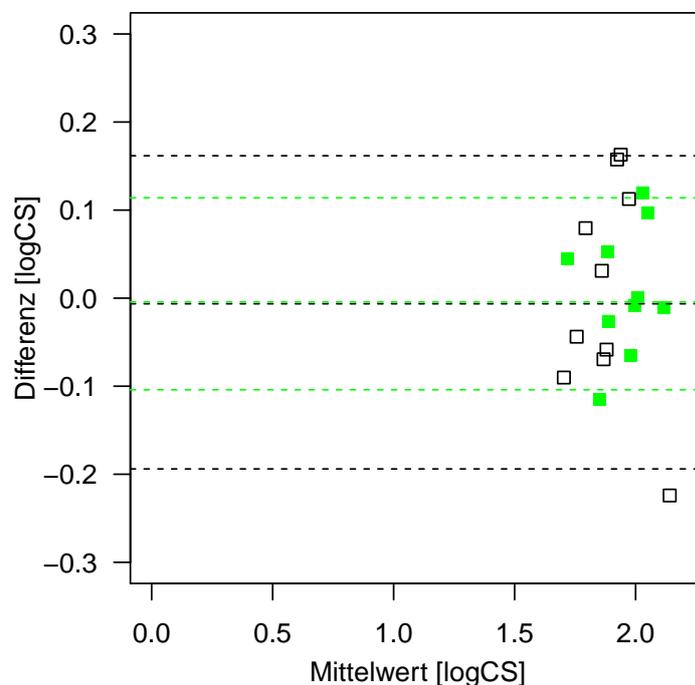


Abbildung 18: *Reproduzierbarkeit bei Variationen der Bedienung des FrACT.* Die schwarzen Symbole repräsentieren die bei selbständiger Bedienung der Tastatur erzielten Werte. Die grünen Symbole repräsentieren die bei mündlicher Mitteilung an die Versuchsleiterin erzielten Werte. Die Ergebnisse des FrACT waren reproduzierbarer, wenn die Versuchsteilnehmer das Ergebnis mündlich mitteilen mussten.

Wie in Abbildung 18 dargestellt, scheinen die beiden Testvarianten sich auch in der Reproduzierbarkeit zu unterscheiden. Bedienen die Versuchsteilnehmer die Tastatur und bestimmen dabei selbst, wie lange sie die einzelnen Landolt-Ringe betrachten, beinhaltet das 95 %-Konfidenzintervall Werte von $-0,19 \log\text{CS}$ bis $+0,16 \log\text{CS}$ (schwarze Symbole) bzw. bei Entfernen des Ausreißers $-0,09$ bis $+0,16 \log\text{CS}$. Müssen die Versuchsteilnehmer ihre Entscheidung der Versuchsleiterin mitteilen, ist das 95 %-Konfidenzintervall deutlich kleiner und umfasst Werte von $-0,10 \log\text{CS}$ bis $+0,11 \log\text{CS}$ (rote Symbole).

3.7 Versuch mit künstlicher Vernebelung

Wie in Abschnitt 3.4 beschrieben, besteht ein Unterschied zwischen den mit dem FrACT und mit der Pelli Robson Chart gemessenen Werten, der etwas größer wird, je geringer die gemessene Kontrastempfindlichkeit ist. Es ist denkbar, dass diese Beobachtung durch die Unterschiede zwischen gesunden Versuchsteilnehmern und Kataraktpatienten zustande kommt, also andere Faktoren wie Alter, Komorbidität oder Geduld das Ergebnis der Kontrastempfindlichkeitsmessung beeinflussen. Um das auszuschließen, wurde der Versuch mit künstlicher Vernebelung durchgeführt, bei dem bei einer einzigen Gruppe von Versuchsteilnehmern sowohl hohe als auch mittlere und niedrige Kontrastempfindlichkeiten gemessen werden konnten. Auf diese Weise konnten außerdem weitere Werte im Bereich sehr niedriger Kontrastempfindlichkeiten gesammelt werden, um die Güte der Kontrastempfindlichkeitstests in diesem Bereich besser beurteilen zu können.

Ohne Vernebelung betrug die mit dem FrACT gemessene Kontrastempfindlichkeit im Mittel $1,84 \pm 0,13$ (sd) $\log\text{CS}$ und die Sehschärfe $0,21 \pm 0,08$ (sd) $\log(\text{Visus})$, bei der ersten Vernebelungsstufe betrug die Kontrastempfindlichkeit im Mittel $1,19 \pm 0,10 \log\text{CS}$ und die Sehschärfe $-0,47 \pm 0,09 \log(\text{Visus})$. Bei der zweiten und somit höchsten Vernebelungsstufe betrug die Kontrastempfindlichkeit der Versuchsteilnehmer im Mittel $0,64 \pm 0,10 \log\text{CS}$ und die Sehschärfe $-1,10 \pm 0,07 \log(\text{Visus})$. Es war also nicht möglich, die Kontrastempfindlichkeit unabhängig von der Sehschärfe zu verringern. Der Versuch bestätigt wie in Abbildung 15 (Abschnitt 3.4) an den roten Symbolen abzulesen ist, dass die Pelli Robson Chart im Vergleich zum FrACT bei geringerer Kontrastempfindlichkeit höhere Werte misst. Er hat auch gezeigt, dass die Reproduzierbarkeiten des FrACT und der Pelli Robson Chart sich bei niedriger Kontrastempfindlichkeit und auch bei niedriger Sehschärfe nicht verschlechtern (rote Symbole in Abbildung 14, Abschnitt 3.3).

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Normalwerte des FrACT

Ein Ziel der Arbeit war die Bestimmung von Normalwerten für den Kontrastempfindlichkeitstest des FrACT. Diese liegen laut unseren Ergebnissen bei $1,82$ (Mittelwert) $\pm 0,11$ (sd) logCS. Das 95 %-Konfidenzintervall der Normalwerte beinhaltet Werte von $1,65$ bis $2,0$ logCS.

Es gibt nur sehr wenige Studien, in denen bisher Normalwerte des FrACT bestimmt wurden. In der Doktorarbeit von Dominik Schneider [2005] wurde eine vorherige Version des FrACT untersucht. Dabei wurden Normalwerte von $1,51 \pm 0,10$ (sd) logCS gemessen (hier umgerechnet von dem in seiner Arbeit angegebenen Michelson- in den Weber-Kontrast). Schneider verwendete einen kleineren Optotypen als in dieser Arbeit. Sein Optotyp wurde unter einem Sehwinkel von $1,7^\circ$ gesehen und hatte einen Ortsfrequenzschwerpunkt von $1,2$ cpd. Dies erklärt die kleineren Normalwerte im Vergleich zur vorliegenden Arbeit jedoch nicht, da $1,2$ cpd im empfindlicheren Bereich der Kontrastempfindlichkeitsfunktion liegen als der Ortsfrequenzschwerpunkt von ca. $0,7$ cpd des hier verwendeten Landolt-Rings. Auch die Leuchtdichten der Prüffelder unterscheiden sich mit 60 cd/m^2 bei Schneider im Gegensatz zu 72 cd/m^2 bei dieser Arbeit nur geringfügig.

Eine mögliche Erklärung für die unterschiedlichen Normalwerte ist jedoch, dass in der Arbeit von Schneider ein spezieller Landolt-Ring mit einer unscharfen Abgrenzung zum Hintergrund verwendet wurde. Dieser sollte es für die Versuchspersonen erschweren, den Rand des Rings aufzusuchen und in der Fovea abzubilden.

Außerdem wurde bei Schneider eine höhere Messdistanz von 4 m verwendet. Bei einer solchen Messdistanz nimmt der Bildschirm einen kleineren Teil des Gesichtsfeldes ein, weswegen sich der mit $1,5 \text{ cd/m}^2$ relativ dunkle Rand des Bildschirms näher am Optotypen befindet, nämlich bei einem Bildschirm von 16 Zoll nur $2,9^\circ$ peripher des Zentrums. Dunkle Ränder in der Nähe des Testzeichens reduzieren jedoch die Kontrastempfindlichkeit [Estevez und Cavonius 1976]. Estévez und Cavonius erhöhten durch das Darstellen eines Sinusgitters mit einer ab 1° peripher dunklen Umgebung den Schwellenkontrast bei 1 cpd von $0,4 \%$ auf 4% , was einem deutlichen Unterschied von 1 logCS entspricht. Bühren et al. [2006] fanden jedoch unter Verwendung des Frankfurt-Freiburg Contrast and Acuity System bei einer Messdistanz von ebenfalls 4 m und einem Durchmesser des Testfeldes von 20 cm bzw. $2,9^\circ$ höhere Normalwerte als Schneider,

nämlich Normalwerte von 1,93 logCS nach Weber (in der Arbeit wird die logCS nach Michelson angegeben). Allerdings wird dort die Leuchtdichte der Umgebung nicht genannt.

Angesichts dieser Überlegungen ist die kurze Messdistanz von 1 m und die Größe des verwendeten Bildschirms von 21 Zoll bei unserer Arbeit als Vorteil zu werten, da sich der Rand des Testfeldes so etwa 15° peripher des zentralen Sehens befindet. Die hier gemessenen Normalwerte stimmen im Rahmen der Standardabweichung mit den von Bühren et al. gemessenen Werten überein. Außerdem stimmen sie zum größten Teil mit den bisher gemessenen Normalwerten der vom Konzept her vergleichbaren Pelli Robson Chart überein (siehe Tabelle 2, Abschnitt 4.2).

Die von Bühren et al. gemessenen relativ hohen Werte lassen sich auch durch die höhere Leuchtdichte des Bildschirms von 167 cd/m² erklären. Beim Vergleich der Leuchtdichten ist jedoch generell Vorsicht geboten, da die Leuchtdichte des Hintergrunds beim FrACT variabel ist, je nachdem, bei welchem Kontrast sie gemessen wird. Bei einem Kontrast von 100 % ist sie doppelt so groß wie bei einem Kontrast, der gegen Null geht. Deswegen ist es zu empfehlen, den Kontrast, bei dem die Leuchtdichte bestimmt wurde, anzugeben. In dieser Arbeit wurde die Leuchtdichte des Bildschirms bei einem Kontrast von 0,4 %, nämlich nahe dem erwarteten Schwellenkontrast, gemessen.

Ein weiterer Aspekt, der bei Verwendung des FrACT beachtet werden muss, ist die Kalibrierung. In den oben beschriebenen Arbeiten wurde diese subjektiv anhand des Testfeldes zur Luminance Linearization durchgeführt. Bei dieser Arbeit hat sich jedoch im Vorfeld gezeigt, dass sich die Kontraste nach dieser Kalibrierungsmethode um bis zu 20 % von den Sollwerten unterschieden. Deswegen wurde ein automatisches Kalibrierungssystem verwendet, welches bei der Erstellung der Gammakorrektur auch die Umgebungsbeleuchtung berücksichtigt. Darunter stimmten die Kontrastwerte gut mit den Sollwerten überein (siehe Abbildung 20, Abschnitt 4.2). Es empfiehlt sich deshalb bei Verwendung der subjektiven Kalibrierungsmethode die Gammakorrektur durch Nachmessen der Leuchtdichte, wie in Abschnitt 2.2.2 beschrieben, für die gesamte Spanne von Graustufen zu überprüfen.

4.2 Diskussion der Normalwerte der Pelli Robson Chart

Der FrACT wurde mit der Pelli Robson Chart verglichen, da diese bereits in vielen Studien zur Anwendung kam und mehrmals validiert wurde. Mit der Pelli Robson Chart wurden in dieser Arbeit Normalwerte von $1,94 \pm 0,07$ (sd) logCS gemessen. Um den Vergleich zu erleichtern,

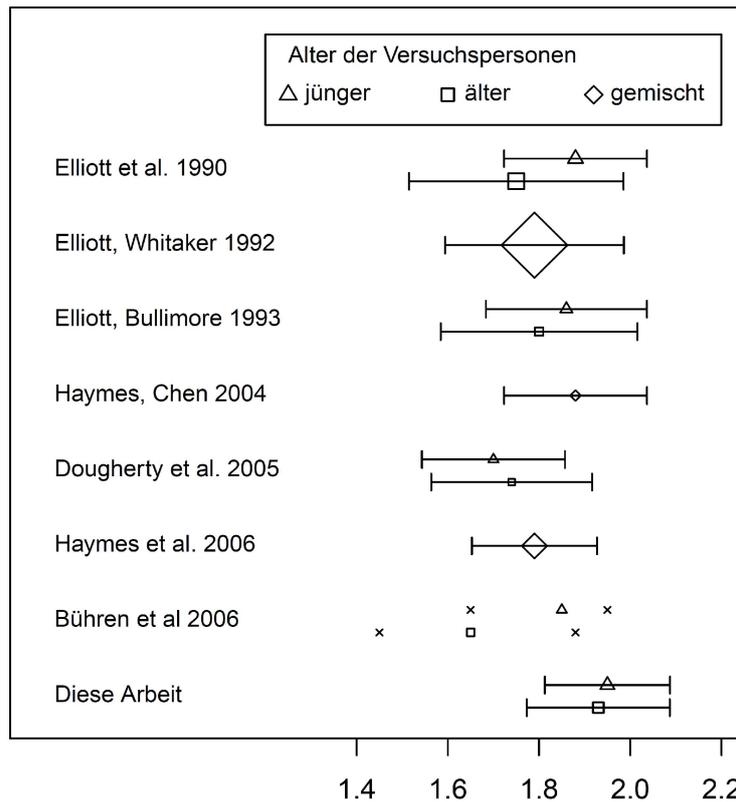


Abbildung 19: Forest-Diagramm zum Vergleich verschiedener Untersuchungen zur Pelli Robson Chart. Die Symbole repräsentieren den Mittelwert der gemessenen Normalwerte, die Balken die aus den Standardabweichungen berechneten 95 %-Konfidenzintervalle. Bei der Arbeit von Bühren et al. ist die Standardabweichung nicht bekannt, die Kreuzsymbole zeigen die Extremwerte an. Die verschiedenen Formen der Symbole repräsentieren verschiedene Altersgruppen der Versuchspersonen (vergleiche Tabelle 2).

sind in Tabelle 2 und in Abbildung 19 frühere Untersuchungen, bei denen Normalwerte der Pelli Robson Chart erfasst wurden, zusammengefasst. Es fällt auf, dass die in dieser Arbeit gemessenen Werte durchweg höher sind als die Normalwerte der anderen Arbeiten, die zwischen 1,70 und 1,88 logCS liegen.

Aus der Tabelle ist ersichtlich, dass sich die höheren Werte dieser Arbeit nicht durch eine andere Leuchtdichte oder eine andere Alterszusammensetzung erklären lassen, zumal der Einfluss der Leuchtdichte auf die Ergebnisse der Pelli Robson Chart gering sein soll [Pelli und Robson 1991]. Ein möglicher Grund für relativ hohe Werte bei dieser Arbeit ist das strenge Einschlusskriterium bezüglich der Sehschärfe. In keiner anderen Studie wurde ein Visus von 1,0 bzw. $\log(\text{Visus})$ von 0,0 vorausgesetzt. Allerdings haben mehrere Untersucher trotz des weniger strengen Einschlusskriteriums eine Stichprobe mit ähnlichen oder sogar höheren Mittelwerten der Sehschärfe untersucht und dennoch niedrigere Kontrastempfindlichkeitswerte als in dieser Arbeit gemessen [Elliott et al. 1990a, Elliott und Whitaker 1992a, Elliott und Bullimore 1993].

Autor	Versuchspersonen	log(Visus) Mittelwert $\pm \sigma$	Auswertung	Leuchtdichte	Normalwerte Mittelwert $\pm \sigma$	Reproduzierbarkeit 95%-KI der Differenz
Elliott et al. 1990	n = 30, Alter: 22,5 \pm 4,3 n = 42 Alter: 70,2 \pm 6,7	Kriterium: $\geq -0,2$ 0,17 \pm 0,06 0,07 \pm 0,12	0,15 logCS pro Triplet C \neq O	85 cd/m ²	1,88 \pm 0,08 * 1,75 \pm 0,12 *	$\pm 0,15$
Elliott, Whitaker 1992	n = 123 Alter: 10 – 80 J. von 4 Augenoptikern untersucht	Kriterium: $\geq -0,2$ 0,0 bzw. 0,12 (Unterschiede zwischen Untersuchern)	0,05 logCS pro Buchstabe C = O	85 cd/m ²	1,79 \pm 0,10	
Elliott, Bullimore 1993	n = 24 Alter: 24,3 \pm 3,3 n = 22 Alter: 66 \pm 6,2	Kriterium: $\geq -0,1$ 0,20 \pm 0,06 0,10 \pm 0,08	0,05 logCS pro Buchstabe C \neq O	100 cd/m ²	1,86 \pm 0,09 1,80 \pm 0,11	$\pm 0,18$
Haymes, Chen 2004	n = 20 Kontaktlinsen-träger Alter: 22 (18 – 32 J.)	Kriterium: $\geq -0,2$ 0,00 \pm 0,07	0,05 logCS pro Buchstabe C = O	50 cd/m ²	1,88 \pm 0,08 *	$\pm 0,18$
Dougherty et al. 2005	n = 20 Alter: 24,4 \pm 2,0 n = 17 Alter: 58,9 \pm 11,8	Kriterium: $\geq -0,1$	0,05 logCS pro Buchstabe C = O	95 – 140 cd/m ²	1,70 \pm 0,08 1,74 \pm 0,09	$\pm 0,14$ $\pm 0,17$
Haymes et al. 2006	n = 47 Alter: 22 – 77 J.	Kriterium: $> -0,3$ 0,02 Spanne: -0,24 bis 0,18	0,05 logCS pro Buchstabe C \neq O	120 cd/m ²	1,79 \pm 0,11 *	$\pm 0,18$
Bühren et al. 2006	n = 20 Alter: 21 – 47 J. n = 20 Alter: 50 – 69 J.	Kriterium: $> -0,1$	0,05 logCS pro Buchstabe C \neq O	100 cd/m ²	1,85 Spanne: 1,65 bis 1,95 1,65 Spanne: 1,45 bis 1,88	$\pm 0,22$ $\pm 0,13$
Diese Arbeit	n = 56 Alter: 22,3 – 78,5 J. n = 28 Alter: 27,6 \pm 6,4 22,3 – 48,1 J. n = 28 Alter: 65,2 \pm 7,8 52,0 – 78,5 J.	Kriterium $\geq 0,0$ 0,13 \pm 0,09 Spanne: -0,02 bis 0,35 0,15 \pm 0,10 0,09 \pm 0,08	0,15 logCS pro Triplet C \neq O	80 cd/m ²	1,94 \pm 0,07 * Spanne: 1,65 bis 2,10 1,95 \pm 0,07 1,93 \pm 0,08	$\pm 0,15$ $\pm 0,15$ $\pm 0,15$

Tabelle 2: Vergleich verschiedener Untersuchungen zur Pelli Robson Chart. Die Untersuchungen unterscheiden sich in Alterszusammensetzung und Sehschärfe der Versuchspersonen, Auswertungsmethode und Leuchtdichte des Prüffeldes (siehe Text). Das *-Symbol in der Spalte Normalwerte bezeichnet Untersuchungen, für die eine ausreichende Beobachtungszeit dokumentiert ist. In der vorliegenden Arbeit wurden relativ hohe Normalwerte und eine hohe Reproduzierbarkeit gemessen.

Ein weiterer erkennbarer Unterschied von dieser Arbeit zu den meisten anderen Untersuchungen ist, dass hier die Pelli Robson Chart nach der ursprünglichen Methode, nämlich nach den zu mindestens $2/3$ gelesenen Buchstaben-Triplets in Schritten von $0,15 \log\text{CS}$, ausgewertet wurde. Es ist vorgeschlagen worden, den Test nach gelesenen Buchstaben, also in Schritten von $0,05 \log\text{CS}$ auszuwerten, um damit die Reproduzierbarkeit des Tests zu verbessern [Elliott et al. 1991a]. Dies dürfte sich aber nicht auf die Höhe der Normalwerte auswirken, da durch die ursprüngliche Auswertungsmethode im Vergleich zur neuen Auswertungsmethode sowohl teilweise um $0,05 \log\text{CS}$ höhere Werte als auch um $0,05 \log\text{CS}$ niedrigere Werte gemessen werden. Die Normalwerte dieser Arbeit wurden noch einmal nach der alternativen Auswertungsmethode bestimmt. Dabei ergaben sich wieder Normalwerte von $1,94 \pm 0,07 \log\text{CS}$. Einige Untersucher akzeptierten den Buchstaben „O“ anstelle von „C“ und umgekehrt [Elliott und Whitaker 1992a, Haymes und Chen 2004, Dougherty et al. 2005]. Ein solches Vorgehen sollte aber eher höhere Normalwerte zur Folge haben.

Elliott und Whitaker [1992a] beobachteten in einer Studie, die in Niederlassungen von Augenoptikern durchgeführt wurde, dass die Normalwerte der Pelli Robson Chart signifikant abhängig von den Untersuchern waren. Einer der Optiker dokumentierte im Durchschnitt um $0,24 \log\text{CS}$ niedrigere Normalwerte als die anderen vier Optiker. Er ist in Tabelle 2 nicht aufgeführt. Elliott und Whitaker erklärten dies dadurch, dass den Versuchspersonen von den Untersuchern ein unterschiedliches Maß an Zeit und Ermutigung zur Verfügung gestellt wurde. Sie vermuteten, dass dadurch ein Unterschied von mindestens $0,15 \log\text{CS}$ erklärt werden könne. Das wäre auch eine mögliche Erklärung für die hohen Normalwerte in dieser Arbeit, da hier, wie in Abschnitt 2.1.1 beschrieben, den Versuchspersonen genügend Zeit eingeräumt wurde. Auch für die in der Tabelle mit * markierten Untersuchungen wird angegeben, dass die Versuchspersonen an der Kontrastempfindlichkeitsschwelle 20 Sekunden lang hinsehen sollten [Elliott et al. 1990a, Haymes und Chen 2004, Haymes et al. 2006]. Von diesen Untersuchungen stimmen zwei im Rahmen der Standardabweichung mit der vorliegenden Arbeit überein.

Um sicherzustellen, dass nicht auch physikalisch unterschiedliche Kontraste die Unterschiede zwischen verschiedenen Untersuchungen bedingen, wurden die Kontraste sowohl der Pelli Robson Chart als auch des FrACT mit einem Leuchtdichtemessgerät nachgemessen. Die Ergebnisse sind in Abbildung 20 beispielhaft für die Seite A der Pelli Robson Chart und den FrACT dargestellt. Die Kontraste der beiden Seiten der Pelli Robson Chart stimmten überein. Für jedes Buchstaben-Triplett der Chart wurden drei bis sechs Messungen vorgenommen und davon

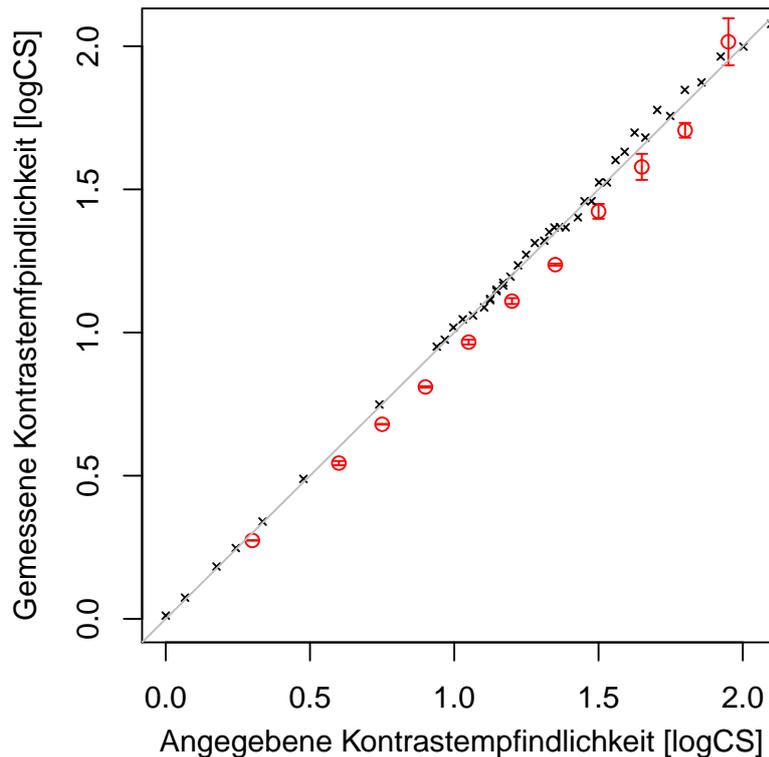


Abbildung 20: *Nachgemessene Kontraste*. Die roten Kreissymbole stehen für die Werte der Pelli Robson Chart, die Fehlerbalken für die Standardabweichung der jeweils drei bis sechs Messwerte pro Kontraststufe. Der Standardfehler des Mittelwerts war zu klein, um dargestellt werden zu können (0,0005 bis 0,05). Die schwarzen Kreuze stellen die Werte des FrACT dar. Hier wurde jeder Kontrast nur einmal nachgemessen. Die graue Linie ($x = y$) dient zur Orientierung. Es wird deutlich, dass die Kontraste der Pelli Robson Chart durchschnittlich kleineren Kontrastempfindlichkeiten entsprechen als angegeben.

der Mittelwert gebildet. Beim FrACT wurde aufgrund der hohen Anzahl möglicher einstellbarer Kontraste darauf verzichtet, mehrere Messungen pro Kontrast vorzunehmen und stattdessen eine höhere Anzahl an Kontrasten nachgemessen. Den Messungen zufolge entsprechen die Kontraste der in dieser Arbeit verwendeten Pelli Robson Chart im Durchschnitt $0,077 \pm 0,008$ (Standardfehler des Mittelwerts der Differenzen) logCS niedrigeren Kontrastempfindlichkeitswerten als angegeben. Dabei ist der bei einem Sollwert von 1,95 logCS gemessene Wert (siehe Abbildung 20) als Ausreißer bewertet worden und nicht in die Rechnung eingeflossen, da es sehr schwierig ist, im Bereich der Kontrastempfindlichkeitsschwelle akkurate Messungen mit einem Leuchtdichtemessgerät durchzuführen.

Es ist unklar, ob die in den anderen Untersuchungen verwendeten Pelli Robson Charts mit dem angegebenen Kontrast bedruckt waren. Nach meiner Kenntnis wurden nur in einer dieser Arbeiten die Kontraste nachgemessen. Dougherty et al. fanden, dass die Kontraste in einem Rahmen

von 0,02 logCS korrekt dargestellt waren [Dougherty et al. 2005]. Die Abweichung des tatsächlichen vom angegebenen Kontrast in Kombination mit dem guten Visus der Versuchspersonen und der zur Verfügung gestellten Beobachtungszeit und Ermutigung erklärt den Unterschied zwischen den in dieser Arbeit und in anderen Arbeiten gemessenen Werten. In dieser Arbeit hat sich also die von Elliott und Whitaker [1992a] formulierte Empfehlung bestätigt, dass Anwender der Pelli Robson Chart eigene Normalwerte bestimmen sollten. Dies ist nicht nur aufgrund der Abhängigkeit der Messwerte von der Beobachtungszeit von Bedeutung, sondern auch aufgrund der Schwierigkeit der exakten Darstellung von Kontrasten.

Die Normalwerte der Pelli Robson Chart betragen gemäß der hier gemessenen Kontraste tatsächlich $1,86 \pm 0,07$ (sd) logCS.

Bei Betrachtung der Verteilung der Normalwerte (Abbildung 11, Abschnitt 3.1) fällt auf, dass bei der Pelli Robson Chart ein erstaunlich großer Anteil der Probanden auch nach Mittelung der Werte einer Person den gleichen Wert von 1,95 logCS erreicht hat. Haymes und Chen [2004] sowie Bühren et al. [2006] beschreiben ebenfalls eine schmale Verteilung der Werte der Pelli Robson Chart. Das häufige Vorkommen eines einzelnen Wertes erinnert an einen Deckeneffekt. Dieser kommt aber hier nicht als Erklärung infrage, da zwei höhere Werte erreicht werden können und der höchste Wert von keiner Versuchsperson erreicht wurde. Die Vermutung liegt nahe, dass die Pelli Robson Chart aufgrund der relativ groben Rasterung mit Schritten von 0,15 logCS nicht in der Lage ist, feine Unterschiede zwischen Normalpersonen zu zeigen. Führt man durch Abrundung der Werte die gleiche Rasterung beim FrACT ein (siehe Abbildung 21), erhält man tatsächlich eine schmalere Verteilung als ohne diese Rasterung mit der leichten Tendenz einer Konzentration der Werte bei 1,8 logCS. Die Form der Verteilung der Werte der Pelli Robson Chart ist dadurch aber noch nicht vollständig erklärt.

Eine mögliche Erklärung wäre es, wenn einer der angrenzenden Werte unproportional schwerer zu erreichen wäre als der Wert 1,95 logCS. Dies könnte zum Beispiel aufgrund einer falschen Darstellung der Kontraste der Fall sein, ist aber aufgrund der Drucktechnik der Pelli Robson Chart, welche die Kontraste anhand der Punktdichte und nicht anhand der Tinte skaliert, unwahrscheinlich. Ein weiterer Grund könnte eine Stufe in der Leuchtdichte bzw. ein Schatten im entsprechenden Bereich der Tafel sein. Auf eine möglichst homogene Leuchtdichte wurde aber geachtet. Elliott et al. [1990b] beschrieben einen Unterschied in den Schwierigkeitsgraden der Buchstaben der Pelli Robson Chart. Sie gaben diesen Schwierigkeitsgrad als Wahrschein-

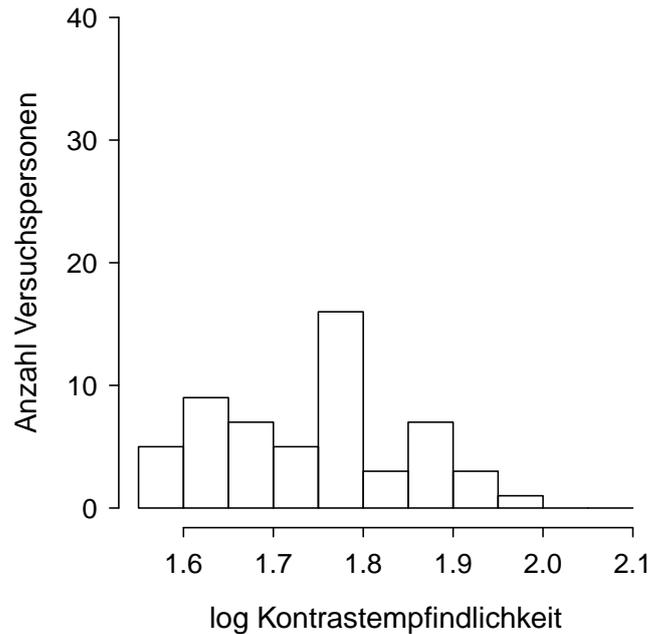


Abbildung 21: Verteilung der Normalwerte des FrACT bei Rasterung. Werden die Normalwerte des FrACT auf die Stufen der Pelli Robson Chart abgerundet, tritt tendentiell eine Konzentration der Werte bei 1,8 logCS auf.

lichkeit an, mit der ein Buchstabe im Bereich der Schwelle korrekt gelesen wird. Nimmt man diese Prozentangaben als Grundlage, ist das Tripletts bei 1,8 logCS tatsächlich schwerer zu lesen als das Tripletts bei 1,95 logCS (siehe Tabelle 3). Die Wahrscheinlichkeit, dass zwei der drei Buchstaben korrekt gelesen werden, beträgt auf Seite A für 1,8 logCS 83 % und für 1,95 logCS 91 %, auf Seite B jeweils 74 % und 90 %. Da in die Berechnung dieser Schwierigkeitsgrade der Tripletts nur die beiden leichteren Buchstaben eingegangen sind, das C aber mit 48 % der schwierigste der 10 Buchstaben ist, spielt es für diesen Effekt keine Rolle, ob, wie von Elliott et al. [1990b] vorgeschlagen, auch „O“ als korrekte Antwort für „C“ akzeptiert wird. Das häufige Vorkommen eines einzelnen Wertes scheint also tatsächlich, neben der Rasterung, auch auf unterschiedliche Schwierigkeitsgrade der Tripletts zurückzuführen zu sein.

Ein Programm wie der FrACT hat also den Vorteil, dass die Optotypen in zufälliger Reihenfolge und ein Großteil der Optotypen im Bereich der Schwelle dargeboten werden. Selbst wenn die Landolt-Ringe sich im Schwierigkeitsgrad unterscheiden sollten, was aufgrund unterschiedlicher Erkennbarkeit horizontaler, vertikaler und schräger Linien [Haymes und Chen 2004] der Fall sein könnte, würde dies dann nicht ins Gewicht fallen.

Seite A			Seite B		
logCS	Triplett	Wahrscheinlichkeit	logCS	Triplett	Wahrscheinlichkeit
0,0	HSZ	92,2 %	0,0	VRS	86,4 %
0,15	DSN	91,1 %	0,15	KDR	79,1 %
0,3	CKR	67,1 %	0,3	NHC	94,1 %
0,45	ZVR	93,1 %	0,45	SOK	88,2 %
0,6	NDC	91,1 %	0,6	SCN	89,1 %
0,75	OSK	88,2 %	0,75	OZV	95,1 %
0,9	OZK	95,1 %	0,9	CNH	94,1 %
1,05	VHZ	93,1 %	1,05	ZOK	95,1 %
1,2	NHO	97 %	1,2	NOD	97 %
1,35	NRD	91,1 %	1,35	VHR	91,2 %
1,5	VRC	83,4 %	1,5	CDN	91,1 %
1,65	OVH	94,1 %	1,65	ZSV	93,1 %
1,8	CDS	82,8 %	1,8	KCH	74,1 %
1,95	NDC	91,1 %	1,95	ODK	90,1 %
2,1	KVZ	93,1 %	2,1	RSZ	87,3 %
2,25	OHR	93,1 %	2,25	HVR	91,2 %

Tabelle 3: Schwierigkeitsgrade der Triplets der Pelli Robson Chart. Pro Kontrastempfindlichkeitsstufe sind auf der Pelli Robson Chart drei Buchstaben abgebildet. Der Schwierigkeitsgrad eines solchen Triplets wird als Wahrscheinlichkeit einer korrekten Antwort bei Darbietung an der Empfindlichkeitsschwelle ausgedrückt [Elliott et al. 1990b]. Die Triplets bei 1,8 logCS haben einen höheren relativen Schwierigkeitsgrad als die bei 1,95 logCS.

4.3 Diskussion der Sehschärfe

Die Sehschärfe wurde in dieser Arbeit aus 1 m Entfernung gemessen. Deswegen entspricht sie weder dem Fern- noch dem Nahvisus der Personen. Dies wurde hingenommen, da auch die Kontrastempfindlichkeitstests aus 1 m Entfernung betrachtet wurden. Die Vergleichbarkeit der hier gemessenen Visus-Werte mit anderen Untersuchungen, in denen meist der Fernvisus angegeben wird, ist jedoch begrenzt.

4.4 Diskussion der Kontrastempfindlichkeit bei Kataraktpatienten

Abbildung 12 (Abschnitt 3.1) zeigt, dass bei Messung mit der Pelli Robson Chart deutlich mehr Kataraktpatienten Kontrastempfindlichkeitswerte innerhalb des normalen Werte-Bereichs erzielen als bei Messung mit dem FrACT. Dies spricht für eine geringere Sensitivität der Pelli Robson Chart für die Veränderung der Kontrastempfindlichkeit bei Katarakt. Die ROC-Analyse ergab einen Schwellenwert von 1,85 logCS, bei dem die Sensitivität der Pelli Robson Chart 77,8 % und die Spezifität 92,9 % beträgt. Mit dem FrACT wurde bei einem Schwellenwert von 1,65 logCS mit 83,3 % und 94,6 % eine etwas höhere Sensitivität und Spezifität erreicht. Bei der Pelli Robson Chart liegt der berechnete Schwellenwert innerhalb des 95 %-Konfidenzintervalls der Normalwerte. Wählt man hingegen die untere Grenze des 95 %-Konfidenzintervalls als Schwellenwert, hat sie bei einer Spezifität von 98,2 % nur eine Sensitivität von 58,5 %. Beim FrACT entspricht der errechnete Schwellenwert der unteren Grenze des 95 %-Konfidenzintervalls.

Die Bedeutung der Kontrastempfindlichkeitsmessung bei niedrigen Ortsfrequenzen als Screening-Methode für Katarakt ist in Frage gestellt worden, da höhere Ortsfrequenzen früher betroffen sind als die niedrigen [Elliott und Situ 1998, Chua et al. 2004]. Diese Arbeit kann die Bedeutung als Screening-Methode nicht bewerten, da nur Patienten untersucht wurden, die bereits aufgrund von Visusverlusten und anderen Symptomen zur Operation angemeldet waren. Die geringgradige Korrelation der Kontrastempfindlichkeit mit der Sehschärfe, die in dieser Arbeit als $r^2 = 0.32$ (Pelli Robson Chart) bzw. $r^2 = 0.37$ (FrACT) bestimmt wurde, spricht jedoch dafür, dass die Kontrastempfindlichkeitsmessung zusätzliche Informationen über die Qualität des Sehens liefern kann. Auch Elliott und Situ [1998] gaben die Korrelation der Kontrastempfindlichkeit für vergleichbar große Optotypen mit der Sehschärfe als $r^2 = 0.38$ an.

Die hier gemessene hohe Spezifität der Tests für Katarakt ist wahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass die Empfindlichkeit für niedrige Ortsfrequenzen im Alter physiologischerweise weniger stark abnimmt als die für hohe Ortsfrequenzen. Eine hohe Spezifität ist zum Beispiel bei Tests im Rahmen von Fahreignungsprüfungen wünschenswert, bei denen ein falsch positives Ergebnis eine für die Betroffenen bedeutende Einbuße der Mobilität zur Folge hätte.

4.5 Diskussion der Reproduzierbarkeit

Das 95 %-Konfidenzintervall der Differenzen zwischen Test und Retest umfasst beim FrACT -0,2 bis +0,19 logCS, bei der Pelli Robson Chart $\pm 0,15$ logCS. Damit ist die Pelli Robson Chart etwas reproduzierbarer als der FrACT. Die festgestellte gute Reproduzierbarkeit der Pelli Robson Chart deckt sich mit den Ergebnissen anderer Untersucher (siehe Tabelle 2). Die in dieser Arbeit angegebenen 95 %-Konfidenzintervalle wurden ausgezählt und nicht anhand der Standardabweichung berechnet, da die Werte, wie in Abbildung 14 (Abschnitt 3.3) ersichtlich, in einigen Fällen nicht symmetrisch verteilt waren. Eine Berechnung anhand der Standardabweichung liefert jedoch eine vergleichbare Spanne der 95 %-Konfidenzintervalle.

Mit der in Abschnitt 4.2 besprochenen Vermutung, dass die Normalwerte der Pelli Robson Chart sich aufgrund unterschiedlicher Schwierigkeitsgrade der Buchstaben-Triplets auf einen Wert konzentrieren, könnte sich auch die gute Reproduzierbarkeit erklären lassen. Allerdings ist die Reproduzierbarkeit über eine weite Spanne von Werten, nämlich bei beiden Vernebelungsstufen und den Kataraktpatienten, vergleichbar (95 %-KIs= -0,15 bis +0,12 logCS, -0,12 bis + 0,15 logCS und -0,17 bis + 0,15 logCS).

Bailey et al. [1991] beschrieben, dass das 95 %-Konfidenzintervall der Differenzen zwischen Test und Retest kleiner werde, wenn in kleineren Stufen ausgewertet werde. Bei dieser Arbeit wurde die Pelli Robson Chart in Stufen von 0,15 logCS ausgewertet, während in den meisten anderen Arbeiten Stufen von 0,05 logCS verwendet wurden. Dennoch wurde im Vergleich zu den anderen Arbeiten eine sehr gute Reproduzierbarkeit erreicht. Auch beim FrACT wird die Kontrastempfindlichkeit in kleineren Stufen angegeben als bei der Pelli Robson Chart. Durch Verwendung des best PEST-Algorithmus ist es möglich, im Bereich der zu erwartenden Empfindlichkeitsschwelle diese in immer kleineren Stufen anzunähern und einen Großteil der Landolt-Ringe eines Testdurchlaufs in diesem Bereich zu präsentieren [Bach 1996]. Deswegen ist es überraschend, dass der FrACT etwas weniger reproduzierbar ist als die Pelli Robson Chart.

Für den FrACT ist beschrieben worden, dass die Kontrastempfindlichkeitsschwelle erst später im Testdurchlauf oder gar nicht korrekt geschätzt wird, wenn zu Beginn einer Messung durch Vertippen ein Landolt-Ring mit relativ hohem Kontrast vermeintlich nicht erkannt wird. Dies kann eine geringere Reproduzierbarkeit zur Folge haben. Wie von Bach et al. [2006] empfohlen, wurde in solchen seltenen Fällen der Testdurchlauf jedoch frühzeitig abgebrochen und

wiederholt. Die Bland-Altman-Darstellung (siehe Abbildung 14) zeigt, dass der Mittelwert der Differenzen von Test und Retest bei beiden Tests etwa Null ist, was darauf hinweist, dass Unterschiede in der Reproduzierbarkeit nicht durch Ermüdungs- oder Trainingseffekte bedingt sind.

Es könnte das Ergebnis beeinflussen, dass bei der Pelli Robson Chart dem Untersucher und der Versuchsperson die Skala vor Augen ist. Beim zweiten Testdurchlauf wissen sie, bis zu welcher Stelle der Tafel beim ersten Mal gelesen werden konnte, und es wird versucht, diese wieder zu erreichen. Dieser Erklärungsansatz setzt voraus, dass Motivation für das Erkennen von Kontrasten eine Rolle spielt. Darauf deutet auch der Versuch mit verschiedenen Varianten der Bedienung des FrACT hin (siehe Abschnitt 3.6). Bei der Variante, bei der alle Versuchspersonen gleichermaßen zu längerem und genauem Hinsehen ermutigt wurden, wurde mit einem um 0,05 logCS kleineren 95 %-Konfidenzintervall eine höhere Reproduzierbarkeit erreicht. Diese hohe Reproduzierbarkeit ließe sich aber wahrscheinlich im klinischen Alltag nicht erreichen, da zwei Messungen selten durch denselben Untersucher durchgeführt werden und weniger Zeit zur Verfügung steht. Die Reproduzierbarkeit, die bei der untersucherunabhängigen Durchführung des Tests bestimmt wurde, ist wahrscheinlich eher auf klinische Bedingungen übertragbar. So ist damit zu rechnen, dass auch die Pelli Robson Chart unter alltäglichen Bedingungen eine geringere Reproduzierbarkeit aufweisen würde, wie auch bei anderen Untersuchern überwiegend geringere Reproduzierbarkeiten gefunden wurden (siehe Tabelle 2).

4.6 Diskussion der Übereinstimmung der beiden Tests

Bei der Messung der Kontrastempfindlichkeit mit dem FrACT wurden im Durchschnitt um 0,12 logCS niedrigere Normalwerte gemessen als mit der Pelli Robson Chart. Die Messungen mit Kataraktpatienten und bei künstlicher Vernebelung zeigen, dass der Unterschied zwischen den beiden Tests in Richtung niedrigerer Kontrastempfindlichkeit etwas höher wird. Pro Abnahme der Kontrastempfindlichkeit um 1 logCS des Mittelwerts aus beiden Tests, nimmt die Differenz um 0,13 logCS zu ($p < 0,001$). Es soll nun zunächst diskutiert werden, warum der FrACT prinzipiell niedrigere Werte misst. Danach wird darauf eingegangen, warum die Differenz zwischen den Tests über den Bereich der Werte nicht konstant ist.

Da die Kontraste beider Tests nachgemessen wurden, ist bekannt, dass ein großer Teil des Unterschieds auf physikalisch unterschiedliche Kontraste zurückzuführen ist (siehe Abbildung 20). Während die Kontraste der Pelli Robson Chart niedrigeren Kontrastempfindlichkeitswerten ent-

sprechen als angegeben, entsprechen die gemessenen Kontraste des FrACT tendenziell $0,009 \pm 0,005$ (Standardfehler des Mittelwerts der Differenzen) logCS höheren Werten. Ca. 0,09 logCS des Unterschieds zwischen den beiden Tests lassen sich also durch die fehlerhafte Darstellung der Kontraste erklären. Die Normalwerte der Tests unterscheiden sich also tatsächlich nur um 0,03 logCS und stimmen im Rahmen der Standardabweichung überein.

Methodische Unterschiede zwischen den Tests bestehen jedoch und können ebenfalls zu unterschiedlichen Ergebnissen führen. Wie bereits in Abschnitt 4.2 beschrieben, wurde von mehreren Autoren auf die Notwendigkeit einer ausreichend langen Beobachtungszeit hingewiesen. Beim FrACT wird die Beobachtungszeit jedoch von der Versuchsperson selbst bestimmt, während bei der Pelli Robson Chart die Versuchspersonen von der Untersucherin dahingehend beeinflusst wurden, möglichst lange hinzusehen. Um den Effekt auf die Kontrastempfindlichkeit zu überprüfen, wurden bei 10 Versuchspersonen die Messungen mit dem FrACT dahingehend variiert, dass die Untersucherin die Tastatur bedienen und so auf die Beobachtungszeit Einfluss nehmen konnte (siehe Abschnitt 3.6). Dabei stellte sich heraus, dass im Durchschnitt 0,07 logCS höhere Werte erzielt wurden, wenn die Untersucherin die Versuchsteilnehmer zu längerem Hinsehen ermutigte. Dieses Ergebnis war nur bei Durchführung eines einseitigen, nicht bei zweiseitigem gepaartem t-Test signifikant, was aber wahrscheinlich auf die geringe Größe der Stichprobe zurückzuführen ist. Des Weiteren konnte in dieser Arbeit gezeigt werden, dass tatsächlich ein signifikanter Zusammenhang zwischen Beobachtungszeit und der gemessenen Kontrastempfindlichkeit besteht. Dieses Ergebnis wird in Abschnitt 4.7 noch diskutiert werden.

Die Leuchtdichte der Testfelder wurde so gut wie möglich aufeinander abgestimmt. Jedoch musste die Pelli Robson Chart auch direkt beleuchtet werden, während eine direkte Beleuchtung des Bildschirms zu Spiegelungen und Veränderung der Kontraste geführt hätte. Deswegen saßen die Versuchspersonen beim FrACT in einem dunkleren Bereich des Raumes. Um zu überprüfen, ob sich das auf das zentrale Sehen auswirkt, wurden die Pupillendurchmesser bei beiden Tests verglichen. Diese unterschieden sich nicht signifikant. Der in dieser Arbeit verwendete Monitor hat einen dunklen Rand. Wie in Abschnitt 4.1 beschrieben, sollen aber dunkle Ränder die Kontrastempfindlichkeit reduzieren. Der Rand des Bildschirms ist zwar mit 15° relativ weit von dem Landolt-Ring entfernt, wenn die Versuchspersonen aber nicht konstant fixieren, könnte der starke Kontrast vom Bildschirmrand zum leuchtenden Testfeld den Adaptationszustand verändern und den Schwellenkontrast kurzzeitig erhöhen.

Des Weiteren unterscheiden sich die Pelli Robson Chart und der FrACT im Optotypen. Elliott et al. [1990b] beschrieben, dass der Buchstabe C einen höheren Schwierigkeitsgrad habe als andere Buchstaben. Sie vermuteten, dass zur Erkennung der Lücke des C die Analyse höherer Ortsfrequenzen benötigt werde als für die restlichen Buchstaben der Pelli Robson Chart. Auch beim Landolt-Ring des FrACT kommt es auf die Erkennung der Lücke an. Das stellt in Frage, ob die Pelli Robson Chart und der FrACT tatsächlich den gleichen Ortsfrequenzschwerpunkt haben. Hierzu wäre es wünschenswert, die Korrelation des FrACT mit den klassischen Sinusgittertests bei verschiedenen Ortsfrequenzen zu überprüfen. Tatsächlich spricht aber für einen höheren Schwierigkeitsgrad des Landolt-Rings, dass die Versuchspersonen während der Messungen im Bereich der Empfindlichkeitsschwelle wiederholt angegeben haben, einen geschlossenen Ring zu sehen, was sie daran hinderte, die Lücke zu erkennen.

Die Differenz der Werte von FrACT und Pelli Robson Chart ist bei niedrigen Kontrastempfindlichkeiten höher. Der Versuch mit künstlicher Vernebelung (siehe Abschnitt 3.7) wurde unter anderem durchgeführt, um zu überprüfen, ob dieser Effekt auf Eigenschaften des FrACT oder die Eigenschaften der Versuchspersonen zurückzuführen ist. Da die Versuchspersonen mit niedrigen Kontrastempfindlichkeiten zum Beispiel älter waren als der Durchschnitt der Normalpersonen, wäre es denkbar, dass der Unterschied mit höherem Alter größer wird, zum Beispiel aufgrund der für ältere Personen schwierigen Bedienung des FrACT. Bei künstlicher Vernebelung hat sich aber herausgestellt, dass die beschriebene Tendenz auch auftritt, wenn hohe und niedrige Werte bei denselben Personen gemessen werden. Auch dies könnte auf unterschiedliche Schwierigkeitsgrade der Optotypen zurückzuführen sein. In Bezug auf die Sehschärfe haben Rassow und Wang [1999] festgestellt, dass Buchstaben im Vergleich zu Landolt-Ringen mit abnehmender Sehschärfe zunehmend besser erkannt werden. In der Sehschärfeprüfung wird seit November 2010 die Äquivalenz von Landolt-Ring und Buchstaben nicht mehr anerkannt und der Landolt-Ring gilt als einziges „Normalsehzeichen“ [Wesemann et al. 2010]. Da der Landolt-Ring bei der Kontrastempfindlichkeitsprüfung bisher einen geringeren Stellenwert hat, ist nach meiner Kenntnis in dieser Arbeit erstmals auch in Bezug auf die Kontrastempfindlichkeit festgestellt worden, dass Buchstaben und Landolt-Ringen sich bei abnehmendem Sehvermögen in der Erkennbarkeit zunehmend unterscheiden.

Die durchschnittliche Differenz der Werte ist dennoch bei den Kataraktpatienten am höchsten. Dies kann an der größeren Streuung liegen. Es ist aber auch denkbar, dass dadurch, dass den älteren Personen die Bedienung einer Tastatur nicht so geläufig ist wie den jüngeren, sie

häufiger den Blick vom Prüffeld auf die Tastatur abwenden und dies die Adaptation stört. Der Schlüssel könnte auch in den Eigenschaften der Linse von Kataraktpatienten liegen. Katarakt vermindert zunächst die Empfindlichkeit für höhere Ortsfrequenzen [Chua et al. 2004, Elliott und Situ 1998]. Sollten für das Erkennen der Lücke des Landolt-Rings tatsächlich höhere Ortsfrequenzen benötigt werden als für Buchstaben, wäre dies auch eine gute Erklärung für die relativ niedrigeren Werte des FrACT bei Kataraktpatienten.

Der Unterschied zwischen den Testergebnissen ist also wahrscheinlich auf unterschiedliche Schwierigkeitsgrade der Optotypen und unterschiedliche Beobachtungszeiten zurückzuführen. Die Zunahme der Differenz zwischen den Tests bei niedrigeren Kontrastempfindlichkeiten schränkt jedoch die Vergleichbarkeit der Ergebnisse ein, da die Differenz von Normalwerten zu hochgradig pathologischen Werten bei der Pelli Robson Chart geringer ist als beim FrACT. Ist dies aber auf verschiedene Ortsfrequenzschwerpunkte zurückzuführen, kann man die Werte nicht allgemeingültig ineinander umrechnen, da manche Erkrankungen sich hauptsächlich auf höhere Ortsfrequenzen auswirken und andere auch niedrigere Ortsfrequenzen betreffen (siehe Abschnitt 1.2.2). Abgesehen von dem höheren Schwierigkeitsgrad des FrACT bei niedrigeren Kontrastempfindlichkeiten ist die Differenz zwischen den beiden Tests jedoch gering, wenn man die fehlerhafte Kontrastdarstellung der Pelli Robson Chart berücksichtigt.

4.7 Diskussion des Einflusses von Alter, Visus und Beobachtungszeit

Die Ergebnisse dieser Arbeit weisen auf einen im Bereich von 22 bis 78 Jahren sehr geringen Einfluss des Alters auf die Kontrastempfindlichkeit hin. Für die Pelli Robson Chart ist dieser Einfluss nicht signifikant. Beim FrACT verändern sich die Werte nur um 0,016 logCS pro Lebensdekade ($p = 0,03$), Unterschiede zwischen Jung und Alt werden also nie größer als mögliche Unterschiede zwischen Test und Retest.

Aufgrund theoretischer Überlegungen, dass der Ortsfrequenzschwerpunkt der hier verwendeten Optotypen bei ca. 1 cpd liegt, ist die weitgehende Unabhängigkeit der Werte vom Alter erwartungsgemäß, denn Owsley et al. [1983] und Crassini et al. [1988] fanden, dass die Kontrastempfindlichkeit erst ab Ortsfrequenzen von 2 cpd und höher mit dem Alter abnimmt. Dabei nimmt die Kontrastempfindlichkeit bei höheren Ortsfrequenzen stärker ab als bei niedrigeren. Diese Feststellungen wurden jedoch anhand von Sinusgittern gemacht. Dahingegen gibt es mehrere Untersuchungen, die einen signifikanten Effekt des Alters auf die mit der Pelli Robson Chart ge-

gemessene Kontrastempfindlichkeit nachwiesen [Elliott und Whitaker 1992a, Elliott et al. 1990a, Haymes et al. 2006, Bühren et al. 2006]. Elliott et al. und Elliott und Whitaker vermuteten, dass diese Altersabhängigkeit durch Beteiligung höherer Zentren der Sehbahn bei der Erkennung von Buchstaben bedingt sei.

Dass bei unserer Arbeit kein Effekt des Alters auf die Werte der Pelli Robson Chart gefunden wurde, kann auf strengere Einschlusskriterien zurückzuführen sein. Alle Versuchspersonen mussten eine Sehschärfe von mindestens 1,0 bzw. 0,0 log(Visus) aufweisen. Auch Dougherty et al. [2005] fanden bei einem vergleichsweise strengen Einschlusskriterium von mindestens -0,1 log(Visus) keinen signifikanten Unterschied zwischen den Altersgruppen. Lovie-Kitchin und Brown [2000] fanden bei einer Verwendung der Pelli Robson Chart aus 3 m Entfernung ebenfalls keinen signifikanten Effekt des Alters.

Beim FrACT ist der Effekt des Alters im Gegensatz zur Pelli Robson Chart signifikant. Auch die Steigung der Regressionsgeraden ist steiler (-0,0016 beim FrACT und -0,0006 bei der Pelli Robson Chart). Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass die Werte des FrACT eine größere Streuung aufweisen und der FrACT deshalb eher in der Lage ist, die minimalen Unterschiede zwischen Normalpersonen aufzuzeigen. Eine andere Erklärung wäre die von Elliott et al. [1990b] genannte Vermutung, dass es zur Erkennung der Lücke der Landolt-Ringe auf höhere Ortsfrequenzen ankomme als für die Erkennung der Buchstaben. Auch dass die Ergebnisse des FrACT stärker mit der Sehschärfe zusammenhängen als die der Pelli Robson Chart ($r^2 = 0,21$ ($p < 0,001$) und $r^2 = 0,06$ ($p = 0,08$)), kann auf die Streuung der Werte oder das Ortsfrequenzspektrum zurückzuführen sein. Owsley et al. [1983] zeigten bei gesunden Versuchspersonen einen ab Ortsfrequenzen von 2 cpd mit der Höhe der Ortsfrequenz zunehmenden Zusammenhang zwischen Sehschärfe und Kontrastempfindlichkeit. Entsprechend der Beobachtung von Owsley et al. [1983], dass die Kontrastempfindlichkeit mit dem Alter für höhere Ortsfrequenzen stärker abnimmt als für niedrige Ortsfrequenzen, wurde auch in dieser Arbeit die stärkste Korrelation mit dem Alter für die Sehschärfe gefunden, die der Kontrastempfindlichkeit bei höchsten wahrnehmbaren Ortsfrequenzen entspricht (0,017 log(Visus) pro Dekade, $p < 0,05$).

Es wurde auch ein signifikanter Einfluss der Beobachtungszeit auf die gemessene Kontrastempfindlichkeit festgestellt. Bis zu einer relativen Beobachtungszeit von 6 wurde pro relativer Beobachtungszeit eine um 0,048 logCS höhere Kontrastempfindlichkeit gemessen ($p < 0,001$). Diese Feststellung stimmt mit Aussagen über die Pelli Robson Chart überein, dass es im Be-

reich der Kontrastempfindlichkeitsschwelle einige Sekunden dauern kann, bis ein Buchstabe erkannt wird und eine nicht ausreichende Beobachtungszeit einen Unterschied von 0,15 logCS verursachen kann [Elliott und Whitaker 1992a]. Bei Untersuchungen zur Abhängigkeit der Kontrastempfindlichkeit von der Darbietungszeit wurden für Sinusgitter oder rechteckförmige Gitter hingegen nur eine Abhängigkeit im Bereich von Millisekunden und nicht über eine Sekunde hinaus dokumentiert [Tulunay-Keesey und Jones 1976, Nachmias 1967]. Dabei untersuchten Tulunay-Keesey und Jones nur die Detektion des Gitters und nicht die Benennung der Orientierung und bei Nachmias musste nur eine von zwei Orientierungen des Gitters benannt werden. Es handelte sich also nicht um Identifizierungsaufgaben. Elliott et al. [1990b] vermuteten aber, dass es speziell bei der Identifizierung von Buchstaben auf die Zeit ankomme, da sich Buchstaben aus mehreren Informationen zusammensetzen und globale Informationen vor den lokalen Informationen ausgewertet werden. Beim Landolt-Ring ist die Lücke als lokale Information zu werten. Einige Versuchspersonen in dieser Arbeit gaben tatsächlich an, zunächst nur einen vollständigen Ring zu sehen, bevor sie die Lücke erkennen konnten. Mitunter gaben sie während dieses Prozesses an, zwei Lücken zu sehen. Gemäß den Überlegungen von Elliott et al [1990b], die durch die genannten Aussagen von Versuchspersonen in dieser Arbeit unterstützt werden, führt eine längere Beobachtungszeit also über eine gründlichere Verarbeitung der Sinnesinformationen bei Optotypen zu einer höheren Wahrscheinlichkeit der korrekten Antwort im Bereich der Empfindlichkeitsschwelle.

Die Angabe der Beobachtungszeit als die zur Beobachtungszeit pro Bonus-Trial relative Beobachtungszeit soll dem Rechnung tragen, dass die Versuchspersonen starke Altersunterschiede aufweisen und ältere Personen Informationen wahrscheinlich generell langsamer verarbeiten als jüngere. Dieses Vorgehen erwies sich als angebracht, da sowohl Beobachtungszeit pro Trial als auch Beobachtungszeit pro Bonus-Trial altersabhängig waren, die relative Beobachtungszeit jedoch altersunabhängig war.

4.8 Bewertung des FrACT

Der FrACT hat in dieser Arbeit eine gute, wenn auch nicht ganz so gute Reproduzierbarkeit wie die Pelli Robson Chart bewiesen. Dabei hat er, möglicherweise aufgrund einer größeren Streuung der Normalwerte, sensitiver mit Alter oder Visusdifferenzen einhergehende Unterschiede zwischen Normalpersonen aufgezeigt und geringfügig besser zwischen Normalpersonen und Kataraktpatienten unterschieden als die Pelli Robson Chart. Die Übereinstimmung der Wer-

te mit der Pelli Robson Chart ist im Bereich der Normalwerte gut, wenn man die fehlerhafte Kontrastdarstellung der hier verwendeten Pelli Robson Chart berücksichtigt, nimmt jedoch mit niedrigeren Kontrastempfindlichkeiten ab.

Dabei hat der FrACT den Vorteil, das Sehzeichen zu verwenden, welches in der Sehschärfeprüfung als Goldstandard dient [Wesemann et al. 2010]. In der Sehschärfeprüfung hat sich gezeigt, dass die verschiedenen Ausrichtungen des Landolt-Rings geringgradigere Unterschiede im Schwierigkeitsgrad aufweisen als Buchstaben [Wesemann 2002]. Außerdem können aufgrund der zufälligen Reihenfolge der Darbietungen keine systematischen Fehler auftreten, wie dies bei einer gedruckten Tafel der Fall sein kann.

In dieser Arbeit ist auch noch einmal bestätigt worden, dass Ergebnisse von Kontrastempfindlichkeitsmessungen abhängig vom Untersucher sind. Es ist also als Vorteil zu werten, dass der FrACT vom Untersucher unabhängig funktioniert. So lässt sich auch die bei ihm gemessene Reproduzierbarkeit auf den klinischen Alltag übertragen, während sich bei untersucherabhängigen Methoden unter anderen Bedingungen auch andere Reproduzierbarkeiten ergeben können.

Bei Verwendung des FrACT muss auf eine gute Kalibrierung und die Blickwinkelabhängigkeit von Monitoren geachtet werden. Direkte Beleuchtung des Monitors ist außerdem zu vermeiden, da dies bei selbstleuchtenden Medien Einfluss auf den Kontrast hat. Die Bedienung per Tastatur kann für ältere oder auch sehr schwachsichtige Personen schwierig sein. Jedoch war in dieser Arbeit die Reproduzierbarkeit nicht von Alter oder Sehschärfe abhängig. Es sollte darauf geachtet werden, dass die Personen das Prinzip verstanden haben und sich vor allem zu Beginn der Messung nicht vertippen. Da es bei einer neueren Version des FrACT möglich ist, sich den Schwellenkontrast als Michelson- oder Weber-Kontrast anzeigen zu lassen, sollte darauf geachtet werden, dass bei allen Publikationen angegeben wird, auf welche Definition von Kontrast sich die Werte beziehen. Eben solche Sorgfalt ist beim Vergleich der Werte mit Werten anderer Untersucher geboten. Unter Beachtung dieser möglichen Fehlerquellen stellt der FrACT eine gute Alternative zur Pelli Robson Chart dar.

5 Zusammenfassung

Von der Messung der Kontrastempfindlichkeit erhofft man sich einen über die Sehschärfe hinaus relevanten Informationsgewinn über das Sehvermögen im Alltag. Der Freiburg Acuity and Contrast Test ist ein Computerprogramm zur Messung von Kontrastempfindlichkeit, welches Landolt-Ringe nach dem best PEST-Algorithmus darbietet. Ziel der Arbeit war es, Normalwerte und Reproduzierbarkeit des FrACT zu bestimmen und ihn mit der Pelli Robson Chart, einer Buchstaben-Tafel, zu vergleichen. Dabei wurden auch der Einfluss von Visus, Alter und Beobachtungszeit auf die Kontrastempfindlichkeit untersucht.

Es wurden 86 Augen von 56 Normalpersonen und je ein Auge von 37 Kataraktpatienten untersucht. Die Normalwerte des FrACT lagen bei $1,82$ (Mittelwert) $\pm 0,11$ (sd) logCS. Die Normalwerte der Pelli Robson Chart lagen bei $1,86 \pm 0,07$ (sd) logCS, wenn man die in dieser Arbeit gemessenen Kontraste zugrunde legte. Laut den vom Hersteller angegebenen Kontrasten lagen sie bei $1,94 \pm 0,07$ (sd) logCS. Die Pelli Robson Chart war mit einem 95 %-Konfidenzintervall der Differenz von $\pm 0,15$ logCS reproduzierbarer als der FrACT mit einem 95 %-Konfidenzintervall der Differenz von $-0,2$ bis $+0,19$ logCS. Mit dem FrACT wurden unter Berücksichtigung einer fehlerhaften Kontrastdarstellung der Pelli Robson Chart durchschnittlich um $0,03$ logCS niedrigere Normalwerte gemessen als mit der Pelli Robson Chart. Die Differenz zwischen den beiden Tests nahm bei niedrigeren Werten zu. Der Grund hierfür wird im unterschiedlichen Schwierigkeitsgrad der Optotypen vermutet.

Bei Normalpersonen wurde ein signifikanter Zusammenhang des Alters und der Sehschärfe mit den Kontrastempfindlichkeitswerten des FrACT, nicht jedoch mit denen der Pelli Robson Chart festgestellt. Für den FrACT wurde außerdem ein signifikanter Einfluss der Beobachtungszeit gezeigt. In einem Zusatzversuch wurden höhere Werte erreicht, wenn Versuchspersonen dazu angehalten wurden, länger hinzusehen. Die Sensitivität und Spezifität für Katarakt waren beim FrACT höher als bei der Pelli Robson Chart.

Vorteile des FrACT sind die Unabhängigkeit vom Untersucher, die geringe Variation der Schwierigkeitsgrade der Landolt-Ringe und deren rechnergestützte Darbietung in zufälliger Reihenfolge. Unter Beachtung der möglichen Fehlerquellen, zum Beispiel bei der Kalibrierung, stellt er deswegen eine gute Alternative zur Pelli Robson Chart dar.

Literaturverzeichnis

- Ansari, E. A., Morgan, J. E., Snowden, R. J. (2002) *Psychophysical characterisation of early functional loss in glaucoma and ocular hypertension*. Br J Ophthalmol 86(10): 1131–1135
- Aparicio, J. A., Arranz, I., Matesanz, B. M., Vizmanos, J. G., Padierna, L., González, V. R., Mar, S., Menéndez, J. A., Issolio, L. (2010) *Quantitative and functional influence of surround luminance on the letter contrast sensitivity function*. Ophthalmic Physiol Opt 30(2): 188–199
- Archibald, N. K., Clarke, M. P., Mosimann, U. P., Burn, D. J. (2009) *The retina in Parkinson's disease*. Brain 132(5): 1128–1145
- Arden, G. B. (1978) *The importance of measuring contrast sensitivity in cases of visual disturbance*. Br J Ophthalmol 62(4): 198–209
- Arden, G. B., Jacobson, J. J. (1978) *A simple grating test for contrast sensitivity: preliminary results indicate value in screening for glaucoma*. Invest Ophthalmol Vis Sci 17(1): 23–32
- Arditi, A. (2005) *Improving the design of the letter contrast sensitivity test*. Invest Ophthalmol Vis Sci 46(6): 2225–2229
- Arend, O., Remky, A., Evans, D., Stüber, R., Harris, A. (1997) *Contrast sensitivity loss is coupled with capillary dropout in patients with diabetes*. Invest Ophthalmol Vis Sci 38(9): 1819–1824
- Auffarth, G. U., Dick, H. B. (2001) *Multifokale Intraokularlinsen Eine Übersicht*. Ophthalmologie 98(2): 127–137
- Bach, M. (1996) *The Freiburg Visual Acuity Test-automatic measurement of visual acuity*. Optom Vis Sci 73(1): 49–53
- Bach, M. (2006) *The Freiburg Visual Acuity Test-variability unchanged by post-hoc re-analysis*. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol 245(7): 965–971
- Bach, M., Wesemann, W., Kolling, G., Bühren, J., Krastel, H., Schiefer, U. (2008) *Photopisches Kontrastsehen*. Ophthalmologie 105(1): 46–59
- Bailey, I. L., Bullimore, M. A., Raasch, T. W., Taylor, H. R. (1991) *Clinical grading and the effects of scaling*. Invest Ophthalmol Vis Sci 32(2): 422–432

- Bailey, I. L., Lovie, J. E. (1976) *New design principles for visual acuity letter charts*.
Am J Optom Physiol Opt 53(11): 740–745
- Banks, M. S., Geisler, W. S., Bennett, P. J. (1987) *The physical limits of grating visibility*.
Vision Res 27(11): 1915–1924
- Beck, R. W., Ruchman, M. C., Savino, P. J., Schatz, N. J. (1984) *Contrast sensitivity measurements in acute and resolved optic neuritis*. Br J Ophthalmol 68(10): 756–759
- Bühren, J., Terzi, E., Bach, M., Wesemann, W., Kohnen, T. (2006) *Measuring contrast sensitivity under different lighting conditions: comparison of three tests*. Optom Vis Sci 83(5): 290–298
- Blakemore, C., Campbell, F. W. (1969) *On the existence of neurones in the human visual system selectively sensitive to the orientation and size of retinal images*. J Physiol 203(1): 237–260
- Bland, J. M., Altman, D. G. (1986) *Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement*. Lancet 327(8476): 307–310
- Brabyn, J., Schneck, M., Haegerstrom-Portnoy, G., Lott, L. (2001) *The Smith-Kettlewell Institute (SKI) longitudinal study of vision function and its impact among the elderly: an overview*. Optom Vis Sci 78(5): 264–269
- Bubl, E., Kern, E., Ebert, D., Bach, M., Tebartz van Elst, L. (2010) *Seeing gray when feeling blue? Depression can be measured in the eye of the diseased*. Biol Psychiatry 68(2): 205–208
- BVA, DOG (1998) *Leitlinie Nr.19: Katarakt (Grauer Star) im Erwachsenenalter*.
Praxisorientierte Handlungsleitlinien für Diagnose und Therapie in der Augenheilkunde
URL <http://www.augeninfo.de/leit/leit19.htm>[Stand:01.09.2011]
- Campbell, F. W. (1983) *Why do we measure contrast sensitivity?* Behav Brain Res 10(1): 87–97
- Campbell, F. W., Robson, J. G. (1968) *Application of fourier analysis to the visibility of gratings*. J Physiol 197(3): 551–566
- Chan, J. W. W., Edwards, M. H., Woo, G. C., Woo, V. C. P. (2002) *Contrast sensitivity after laser in situ keratomileusis: one-year follow-up*. J Cataract Refract Surg 28(10): 1774–1779
- Chua, B. E., Mitchell, P., Cumming, R. G. (2004) *Effects of cataract type and location on visual function: The Blue Mountains Eye Study*. Eye (Lond) 18(8): 765–772

- Chylack Jr, L. T., Jakubicz, G., Rosner, B., Khu, P., Libman, J., Wolfe, J. K., Padhye, N., Friend, J. (1993) *Contrast sensitivity and visual acuity in patients with early cataracts*. J Cataract Refract Surg 19(3): 399–404
- Cleary, P. A., Beck, R. W., Bourque, L. B., Backlund, J. C., Miskala, P. H. (1997) *Visual symptoms after optic neuritis: results from the Optic Neuritis Treatment Trial*. J Neuroophthalmol 17(1): 18–23
- Crassini, B., Brown, B., Bowman, K. (1988) *Age-related changes in contrast sensitivity in central and peripheral retina*. Perception 17(3): 315–332
- de Lange Dzn, H. (1954) *Relationship between critical flicker-frequency and a set of low frequency characteristics of the eye*. J Opt Soc Am 44(5): 380–389
- de Valois, R. L., de Valois, K. K. (1980) *Spatial vision*. Annu Rev Psychol 31: 309–341
- Dougherty, B. E., Flom, R. E., Bullimore, M. A. (2005) *An evaluation of the Mars letter contrast sensitivity test*. Optom Vis Sci 82(11): 970–975
- Elliott, D. B. (1993) *Evaluating visual function in cataract*. Optom Vis Sci 70(11): 896–902
- Elliott, D. B., Bullimore, M. A. (1993) *Assessing the reliability, discriminative ability, and validity of disability glare tests*. Invest Ophthalmol Vis Sci 34(1): 108–119
- Elliott, D. B., Bullimore, M. A., Bailey, I. L. (1991a) *Improving the reliability of the Pelli-Robson contrast sensitivity test*. Clin Vis Sci 6(6): 471–475
- Elliott, D. B., Hurst, M. A., Weatherill, J. (1991b) *Comparing clinical tests of visual loss in cataract patients using a quantification of forward light scatter*. Eye (Lond) 5(5): 601–606
- Elliott, D. B., Sanderson, K., Conkey, A. (1990a) *The reliability of the Pelli-Robson contrast sensitivity chart*. Ophthalmic Physiol Opt 10(1): 21–24
- Elliott, D. B., Situ, P. (1998) *Visual acuity versus letter contrast sensitivity in early cataract*. Vision Res 38(13): 2047–2052
- Elliott, D. B., Whitaker, D. (1992a) *Clinical contrast sensitivity chart evaluation*. Ophthalmic Physiol Opt 12(3): 275–280
- Elliott, D. B., Whitaker, D. (1992b) *How useful are contrast sensitivity charts in optometric practice? Case reports*. Optom Vis Sci 69(5): 378–385

- Elliott, D. B., Whitaker, D., Bonette, L. (1990b) *Differences in the legibility of letters at contrast threshold using the Pelli-Robson chart*. *Ophthalmic Physiol Opt* 10(4): 323–326
- Enroth-Cugell, C., Robson, J. G. (1966) *The contrast sensitivity of retinal ganglion cells of the cat*. *J Physiol* 187(3): 517–552
- Estevez, O., Cavonius, C. R. (1976) *Low-frequency attenuation in the detection of gratings: sorting out the artefacts*. *Vision Res* 16(5): 497–500
- Fan-Paul, N. I., Li, J., Miller, J. S., Florakis, G. J. (2002) *Night vision disturbances after corneal refractive surgery*. *Surv Ophthalmol* 47(6): 533–546
- Freeman, E. E., Muñoz, B., Turano, K. A., West, S. K. (2005) *Measures of visual function and time to driving cessation in older adults*. *Optom Vis Sci* 82(8): 765–773
- Geruschat, D. R., Turano, K. A., Stahl, J. W. (1998) *Traditional measures of mobility performance and retinitis pigmentosa*. *Optom Vis Sci* 75(7): 525–537
- Ghafour, I. M., Foulds, W. S., Allan, D., McClure, E. (1982) *Contrast sensitivity in diabetic subjects with and without retinopathy*. *Br J Ophthalmol* 66(8): 492–495
- Ghaith, A. A., Daniel, J., Stulting, R. D., Thompson, K. P., Lynn, M. (1998) *Contrast sensitivity and glare disability after radial keratotomy and photorefractive keratectomy*. *Arch Ophthalmol* 116(1): 12–18
- Ginsburg, A. P. (1984) *A new contrast sensitivity vision test chart*. *Am J Optom Physiol Opt* 61(6): 403–407
- Ginsburg, A. P. (2003) *Contrast sensitivity and functional vision*. *Intern Ophthalmol Clin* 43(2): 5–15
- Gärtner, A. (2008) *LCD-Monitore–Teil 1: Grundlagen und Technologie*. *mt-Medizintechnik* 128(2): 54–66
- Hawkins, A. S., Szlyk, J. P., Ardickas, Z., Alexander, K. R., Wilensky, J. T. (2003) *Comparison of contrast sensitivity, visual acuity, and Humphrey visual field testing in patients with glaucoma*. *J Glaucoma* 12(2): 134–138
- Haymes, S. A., Chen, J. (2004) *Reliability and validity of the Melbourne Edge Test and high/low contrast visual acuity chart*. *Optom Vis Sci* 81(5): 308–316

- Haymes, S. A., Johnston, A. W., Heyes, A. D. (2002) *Relationship between vision impairment and ability to perform activities of daily living*. *Ophthalmic Physiol Opt* 22(2): 79–91
- Haymes, S. A., Roberts, K. F., Cruess, A. F., Nicolela, M. T., LeBlanc, R. P., Ramsey, M. S., Chauhan, B. C., Artes, P. H. (2006) *The letter contrast sensitivity test: clinical evaluation of a new design*. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 47(6): 2739–2745
- Henderson, B. A., Grimes, K. J. (2010) *Blue-blocking IOLs: a complete review of the literature*. *Surv Ophthalmol* 55(3): 284–289
- Hess, R., Woo, G. (1978) *Vision through cataracts*. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 17(5): 428–435
- Higgins, K. E., Jaffe, M. J., Caruso, R. C., de Monasterio, F. M. (1988) *Spatial contrast sensitivity: effects of age, test-retest, and psychophysical method*. *J Opt Soc Am A* 5(12): 2173–2180
- Higgins, K. E., Jaffe, M. J., Coletta, N. J., Caruso, R. C., de Monasterio, F. M. (1984) *Spatial contrast sensitivity: importance of controlling the patient's visibility criterion*. *Arch Ophthalmol* 102(7): 1035–1041
- Higgins, K. E., Wood, J. M. (2005) *Predicting components of closed road driving performance from vision tests*. *Optom Vision Sci* 82(8): 647–656
- Hoffman, R. S., Packer, M., Fine, I. H. (2003) *Contrast sensitivity and laser in situ keratomileusis*. *Int Ophthalmol Clin* 43(2): 93–100
- Hubel, D. H., Wiesel, T. N. (1962) *Receptive fields, binocular interaction and functional architecture in the cat's visual cortex*. *J Physiol* 160: 106–154
- Ismail, G. M., Whitaker, D. (1998) *Early detection of changes in visual function in diabetes mellitus*. *Ophthalmic Physiol Opt* 18(1): 3–12
- Ivers, R. Q., Optom, B., Macaskill, P., Cumming, R. G., Mitchell, P. (2001) *Sensitivity and specificity of tests to detect eye disease in an older population*. *Ophthalmology* 108(5): 968–975
- Kaiserman, I., Hazarbassanov, R., Varssano, D., Grinbaum, A. (2004) *Contrast sensitivity after wave front-guided LASIK*. *Ophthalmology* 111(3): 454–457
- Kelly, D. H. (1964) *Sine waves and flicker fusion*. *Doc Ophthalmol* 18(1): 16–35

- Kohnen, T., Klaproth, O. K. (2008) *Asphärische Intraokularlinsen*. *Ophthalmologie* 105(3): 234–240
- Kotecha, A., Spratt, A., Viswanathan, A. (2008) *Visual function and fitness to drive*. *Brit Med Bull* 87: 163–174
- Kupersmith, M. J., Nelson, J. I., Seiple, W. H., Carr, R. E., Weiss, P. A. (1983) *The 20/20 eye in multiple sclerosis*. *Neurology* 33(8): 1015–1020
- Kuyk, T., Elliott, J. L., Fuhr, P. S. (1998) *Visual correlates of obstacle avoidance in adults with low vision*. *Optom Vis Sci* 75(3): 174–182
- Lasa, M. S., Datiles, M. B., Podgor, M. J., Magno, B. V. (1992) *Contrast and glare sensitivity: association with the type and severity of the cataract*. *Ophthalmology* 99(7): 1045–1049
- Legge, G. E., Rubin, G. S., Luebker, A. (1987) *Psychophysics of reading–V. The role of contrast in normal vision*. *Vision Res* 27(7): 1165–1177
- Lieberman, H. R., Pentland, A. P. (1982) *Microcomputer-based estimation of psychophysical thresholds: The best PEST*. *Behav Res Meth Instrum* 14(1): 21–25
- Lord, S. R., Dayhew, J. (2001) *Visual risk factors for falls in older people*. *J Am Geriatr Soc* 49(5): 508–515
- Lord, S. R., Menz, H. B. (2000) *Visual contributions to postural stability in older adults*. *Gerontology* 46(6): 306–310
- Lovie-Kitchin, J. E., Brown, B. (2000) *Repeatability and intercorrelations of standard vision tests as a function of age*. *Optom Vis Sci* 77(8): 412–420
- Marron, J. A., Bailey, I. L. (1982) *Visual factors and orientation-mobility performance*. *Am J Optom Physiol Opt* 59(5): 413–426
- McGwin Jr, G., Chapman, V., Owsley, C. (2000) *Visual risk factors for driving difficulty among older drivers*. *Accid Anal Prev* 32(6): 735–744
- Michael, R., van Rijn, L. J., van den Berg, T. J., Barraquer, R. I., Grabner, G., Wilhelm, H., Coeckelbergh, T., Emesz, M., Marvan, P., Nischler, C. (2009) *Association of lens opacities, intraocular straylight, contrast sensitivity and visual acuity in European drivers*. *Acta Ophthalmol* 87(6): 666–671

- Monés, J., Rubin, G. S. (2004) *Contrast sensitivity as an outcome measure in patients with subfoveal choroidal neovascularisation due to age-related macular degeneration*. *Eye (Lond)* 19(11): 1142–1150
- Montés-Micó, R., Charman, W. N. (2001) *Choice of spatial frequency for contrast sensitivity evaluation after corneal refractive surgery*. *J Refract Surg* 17(6): 646–651
- Mustonen, J., Rovamo, J., Näsänen, R. (1993) *The effects of grating area and spatial frequency on contrast sensitivity as a function of light level*. *Vision Res* 33(15): 2065–2072
- Nachmias, J. (1967) *Effect of exposure duration on visual contrast sensitivity with square-wave gratings*. *J Opt Soc Am* 57(3): 421–427
- Nelson, P., Aspinall, P., Pappasoulotis, O., Worton, B., O'Brien, C. (2003) *Quality of life in glaucoma and its relationship with visual function*. *J Glaucoma* 12(2): 139–150
- Newcombe, R. G., Duff, G. R. (1987) *Eyes or patients? Traps for the unwary in the statistical analysis of ophthalmological studies*. *Br J Ophthalmol* 71(9): 645–646
- O'Donnell, B. F., Bismark, A., Hetrick, W. P., Bodkins, M., Vohs, J. L., Shekhar, A. (2006) *Early stage vision in schizophrenia and schizotypal personality disorder*. *Schizophr Res* 86(1-3): 89–98
- Owsley, C. (2003) *Contrast sensitivity*. *Ophthalmol Clin North Am* 16(2): 171–178
- Owsley, C., McGwin Jr, G. (1999) *Vision impairment and driving*. *Surv Ophthalmol* 43(6): 535–550
- Owsley, C., McGwin Jr, G., Sloane, M. E., Stalvey, B. T., Wells, J. (2001a) *Timed instrumental activities of daily living tasks: relationship to visual function in older adults*. *Optom Vis Sci* 78(5): 350–359
- Owsley, C., Sekuler, R., Siemsen, D. (1983) *Contrast sensitivity throughout adulthood*. *Vision Res* 23(7): 689–699
- Owsley, C., Stalvey, B. T., Wells, J., Sloane, M. E., McGwin Jr, G. (2001b) *Visual risk factors for crash involvement in older drivers with cataract*. *Arch Ophthalmol* 119(6): 881–887
- Packer, M., Fine, I. H., Hoffman, R. S. (2003) *Functional vision, wavefront sensing, and cataract surgery*. *Int Ophthalmol Clin* 43(2): 79–91

- Packer, M., Fine, I. H., Hoffman, R. S. (2006) *Contrast sensitivity and measuring cataract outcomes*. *Ophthalmol Clin North Am* 19(4): 521–533
- Pelli, D. G., Robson, J. G. (1991) *Are letters better than gratings?* *Clin Vis Sci* 6(5): 409–411
- Pelli, D. G., Robson, J. G., Wilkins, A. J. (1988) *The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity*. *Clin Vis Sci* 2(3): 187–199
- Pepose, J. S. (2008) *Maximizing satisfaction with presbyopia-correcting intraocular lenses: the missing links*. *Am J Ophthalmol* 146(5): 641–648
- Pomerance, G. N., Evans, D. W. (1994) *Test-retest reliability of the CSV-1000 contrast test and its relationship to glaucoma therapy*. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 35(9): 3357–3361
- Qiu, F., Leat, S. J. (2009) *Functional deficits in early stage age-related maculopathy*. *Clin Exp Optom* 92(2): 90–98
- R Development Core Team (2010) *R: A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <http://www.R-project.org/>
- Rabin, J., Wicks, J. (1996) *Measuring resolution in the contrast domain: the small letter contrast test*. *Optom Vis Sci* 73(6): 398–403
- Rassow, B., Wang, Y. (1999) *Anschluß von Buchstaben-Optotypen an den Landolt-Ring für verschiedene Bereiche der Sehschärfe*. *Klin Monbl Augenheilkd* 215: 119–126
- Regan, D., Neima, D. (1983) *Low-contrast letter charts as a test of visual function*. *Ophthalmology* 90(10): 1192–1200
- Reynolds, J. D., Dobson, V., Quinn, G. E., Fielder, A. R., Palmer, E. A. (2001) *Contrast sensitivity at age 10 years in children who had threshold retinopathy of prematurity*. *Arch Ophthalmol* 119(8): 1129–1133
- Rubin, G. S., Bandeen-Roche, K., Huang, G. H., Muñoz, B., Schein, O. D., Fried, L. P., West, S. K. (2001) *The association of multiple visual impairments with self-reported visual disability: SEE project*. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 42(1): 64–72
- Rubin, G. S., Legge, G. E. (1989) *Psychophysics of reading. VI—The role of contrast in low vision*. *Vision Res* 29(1): 79–91

- Sakata, N., Tokunaga, T., Miyata, K., Oshika, T. (2007) *Changes in contrast sensitivity function and ocular higher order aberration by conventional myopic photorefractive keratectomy*. Jpn J Ophthalmol 51(5): 347–352
- Sanders, E. A., Volkens, A. C., van der Poel, J. C., van Lith, G. H. (1986) *Estimation of visual function after optic neuritis: a comparison of clinical tests*. Br J Ophthalmol 70(12): 918–924
- Schneider, D. (2005) *Ein neuer Kontrastsehtest (FrACT). Optimierung, Normwerterhebung und Untersuchungen zum Kontrastsehen bei Niedrigvisusbedingungen*. Inaugural-Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i. Br.
- Sisto, D., Trojano, M., Vetrugno, M., Trabucco, T., Iliceto, G., Sborgia, C. (2005) *Subclinical visual involvement in multiple sclerosis: a study by MRI, VEPs, frequency-doubling perimetry, standard perimetry, and contrast sensitivity*. Invest Ophthalmol Vis Sci 46(4): 1264–1268
- Sokol, S., Moskowitz, A., Skarf, B., Evans, R., Molitch, M., Senior, B. (1985) *Contrast sensitivity in diabetics with and without background retinopathy*. Arch Ophthalmol 103(1): 51–54
- Stavrou, E. P., Wood, J. M. (2003) *Letter contrast sensitivity changes in early diabetic retinopathy*. Clin Exp Optom 86(3): 152–156
- Subzwari, S., Desapriya, E., Babul-Wellar, S., Pike, I., Turcotte, K., Rajabali, F., Kinney, J. (2009) *Vision screening of older drivers for preventing road traffic injuries and fatalities*. Cochrane Database Syst Rev 1: CD006252
- Thayaparan, K., Crossland, M. D., Rubin, G. S. (2007) *Clinical assessment of two new contrast sensitivity charts*. Br J Ophthalmol 91(6): 749–752
- Trobe, J. D., Beck, R. W., Moke, P. S., Cleary, P. A. (1996) *Contrast sensitivity and other vision tests in the optic neuritis treatment trial*. Am J Ophthalmol 121(5): 547–553
- Tulunay-Keesey, U., Jones, R. M. (1976) *The effect of micromovements of the eye and exposure duration on contrast sensitivity*. Vision Res 16(5): 481–488
- Turano, K. A., Rubin, G. S., Quigley, H. A. (1999) *Mobility performance in glaucoma*. Invest Ophthalmol Vis Sci 40(12): 2803–2809

- Vaegan, Halliday, B. L. (1982) *A forced-choice test improves clinical contrast sensitivity testing*. Br J Ophthalmol 66(8): 477–491
- van Diemen, H. A., Lanting, P., Koetsier, J. C., Strijers, R. L., van Walbeek, H. K., Polman, C. H. (1992) *Evaluation of the visual system in multiple sclerosis: a comparative study of diagnostic tests*. Clin Neurol Neurosurg 94(3): 191–195
- Wesemann, W. (2002) *Die Grenzen der Sehschärfe, Teil 4*. Deutsche Optikerzeitung 2/2002: 32–38
- Wesemann, W., Schiefer, U., Bach, M. (2010) *Neue DIN-Normen zur Sehschärfebestimmung*. Ophthalmologie 107(9): 821–826
- West, S. K., Rubin, G. S., Broman, A. T., Muñoz, B., Bandeen-Roche, K., Turano, K. (2002) *How does visual impairment affect performance on tasks of everyday life?: The SEE Project*. Arch Ophthalmol 120(6): 774–780
- Whittaker, S. G., Lovie-Kitchin, J. E. (1993) *Visual requirements for reading*. Optom Vis Sci 70(1): 54–65
- Wilhelm, H. (2008) *Kontrastsehen – weshalb man es prüfen sollte*. Z Prakt Augenheilk 29: 405–407
- Wilkins, A. J., Della Sala, S., Somazzi, L., Nimmo-Smith, I. (1988) *Age-related norms for the Cambridge Low Contrast Gratings, including details concerning their design and use*. Clin Vis Sci 2(3): 201–212
- Williamson, T. H., Strong, N. P., Sparrow, J., Aggarwal, R. K., Harrad, R. (1992) *Contrast sensitivity and glare in cataract using the Pelli-Robson chart*. Br J Ophthalmol 76(12): 719–722
- Wood, J. M., Lacherez, P. F., Black, A. A., Cole, M. H., Boon, M. Y., Kerr, G. K. (2009) *Postural stability and gait among older adults with age-related maculopathy*. Invest Ophthalmol Vis Sci 50(1): 482–487
- Wood, J. M., Lovie-Kitchin, J. E. (1992) *Evaluation of the efficacy of contrast sensitivity measures for the detection of early primary open-angle glaucoma*. Optom Vis Sci 69(3): 175–181

- Wood, J. M., Owens, D. A. (2005) *Standard measures of visual acuity do not predict drivers' recognition performance under day or night conditions*. *Optom Vis Sci* 82(8): 698–705
- Woods, R. L., Tregear, S. J., Mitchell, R. A. (1998) *Screening for ophthalmic disease in older subjects using visual acuity and contrast sensitivity*. *Ophthalmology* 105(12): 2318–2326
- Woods, R. L., Wood, J. M. (1995) *The role of contrast sensitivity charts and contrast letter charts in clinical practice*. *Clin Exp Optom* 78(2): 43–57
- Yamane, N., Miyata, K., Samejima, T., Hiraoka, T., Kiuchi, T., Okamoto, F., Hirohara, Y., Mihashi, T., Oshika, T. (2004) *Ocular higher-order aberrations and contrast sensitivity after conventional laser in situ keratomileusis*. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 45(11): 3986–3990

Anhang

Die Seiten 77 und 78 (Lebenslauf) enthalten persönliche Daten. Sie sind deshalb nicht Bestandteil der Online-Veröffentlichung.

Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. Michael Bach für die Bereitstellung des Themas dieser Arbeit und die sehr freundliche und umfangreiche Betreuung während der Durchführung.

Danken möchte ich außerdem Prof. Dr. med. Wolf A. Lagrèze für Beratung in klinischen Fragen und Herstellung des Kontakts zur Kataraktsprechstunde, allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Sektion funktionelle Sehforschung/ Elektrophysiologie der Universitäts-Augenklinik Freiburg für die angenehme Arbeitsatmosphäre, Beratung und Inspiration, insbesondere Frau Dr. med. Charlotte Poloschek für die unermüdliche Bereitschaft, die gesunden Versuchspersonen an der Spaltlampe zu untersuchen, Frau Friedhilde Winterhalter für die freundliche Zusammenarbeit während der Kataraktsprechstunde und Herrn Manfred Albrecht für den Unterricht im Refraktionieren.

Für vielfältige Unterstützung, Ermutigung und Beratung danke ich herzlich meinen Eltern Sigrid und Hans-Georg Höllerhage und meinem Freund Daniel Fader. Ihm danke ich besonders für umfangreiche Hilfe bei der Nutzung von \LaTeX und R. Für das Korrekturlesen danke ich meiner Mutter, Johanna Born, Cornelia Born und Esther Radgen.

Nicht zuletzt gilt mein besonderer Dank allen Versuchspersonen für ihre uneigennütige Bereitschaft, ihre Zeit für die Kontrastempfindlichkeitsmessungen zur Verfügung zu stellen.