Aus der
Augenklinik
im Knappschaftskrankenhaus Bochum-Langendreer
- Universitätsklinik -
der Ruhr-Universität Bochum
Direktor: Prof. Dr. med. H. B. Dick

Objektive Messung der Akkommodation durch ein dynamisches Stimulationsaberrometer

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der Medizin
einer
Hohen Medizinischen Fakultät
der Ruhr-Universität Bochum

vorgelegt von
Matthias Elling
geboren in Gronau (Westfalen)
2010

Dekan:	Prof. Dr. med. K. Überla
Referent:	Prof. Dr. med. H. B. Dick
Korreferent:	Prof. Dr. med. M. P. Holzer

Tag der mündlichen Prüfung: 31. Mai 2011

Abstract:

Objektive Messung der Akkommodation durch ein dynamisches Stimulationsaberrometer

Elling, M.

Ziel:
Messung der Genauigkeit, Reproduzierbarkeit sowie der intra- und interindividuellen Untersucherunabhängigkeit eines dynamischen Stimulationsaberrometers.

Methodik:
Dynamische Stimulationsaberrometrie (DSA) ermöglicht erstmals die binokulare dynamische Stimulation der Akkommodation während einer Wellenfrontmessung.
Alle Messungen in dieser Studie sind mit einem Aberrometer durchgeführt worden, welches mit einem Hartmann-Shack-Sensor arbeitet und für die dynamische Aberrometrie modifiziert worden ist.
Vierzig gesunde Augen und sechzehn pseudophake Augen (monofokale und multifokale Intraokularlinsen) sind bezüglich Reproduzierbarkeit, Genauigkeit sowie der intra- und interindividuellen Untersucherunabhängigkeit gemessen worden.
Im Rahmen dieser Studie mußten die Probanden ein Ferntarget für 3 Sekunden fokussieren, gefolgt von einem Nahtarget für weitere 3 Sekunden und abschließend noch einmal ein Ferntarget für 3 Sekunden. Während dieser 9 Sekunden wurden insgesamt 300 Einzelmessungen durchgeführt. Anschließend erfolgte eine Analyse der dynamischen Veränderungen der Aberrationen niedriger Ordnung (Sphäre und Astigmatismus) und höherer Ordnung.

Ergebnisse:
Die dynamische Stimulationsaberrometrie ist eine objektive und untersucherunabhängige Messung der Veränderung der Akkommodation bei phaken und pseudophaken Augen. Diese Technologie stellt eine wichtige Ergänzung zu den gängigen psycho-physischen Untersuchungsmethoden dar, um Akkommodationsbreite, Sphäre, Zylinder und Pupillendurchmesser zu beurteilen.
Während unserer Studie zeigte die dynamische Stimulatiosaberrometrie einen hohen Grad an Genauigkeit in allen Messungen.

Schlussfolgerungen:
Das dynamische Stimulationsaberrometer ist eine interessante und viel versprechende Alternative, welche das diagnostische Spektrum bezüglich der objektiven Messung der Akkommodationsbreite (z.B. nach Implantation von potentiell akkommodierenden Intraokularlinsen) erweitert.

Diese Arbeit widme ich meinen Eltern sowie meinem Großvater.

Inhaltsverzeichnis:

1. EINLEITUNG 14

1.1. Fragestellung und Ziel dieser Arbeit 14

1.2. Das Auge 15

1.3. Der Sehprozeß 16

1.4. Die Linse des Auges 17
1.4.1. Anatomie und Physiologie der Linse 17
1.4.2. Lage und Aufhängung der Linse 20
1.4.3. Ziliarkörper und Ziliarmuskel 20
1.4.4. Zonulafasern 22

1.5. Definition Akkommodation 24
1.5.1. Theorie von Helmholtz 24
1.5.2. Historischer Hintergrund 25
1.5.3. Neurale Steuerung der Akkommodation 25
1.5.4. Akkommodationsbreite 26
1.5.5. Vorgang der Akkommodation 27
1.5.5.1. *Optische Veränderungen bei der Akkommodation* 27
1.5.5.2. *Der Akkommodationsmechanismus* 28
1.5.6. Nahakkommodation 29
1.5.7. Fernakkommodation 30
1.5.8. Alternative Akkommodationstheorien 31

1.6. Messung der Akkommodation 32
1.6.1. Subjektive Messmethoden 32
1.6.2. Objektive Messmethoden 33

1.7. Brechung von Licht 35
1.7.1. Die Brechkraft des Auges 35
1.7.2. Brechkraft – physikalisch 36

1.8. Refraktion – Emmetropie und Ametropie 37
1.8.1. Emmetropie 37
1.8.2. Ametropie 37
1.8.3. Myopie 38
1.8.4. Hyperopie 40
1.8.5. Astigmatismus 41

1.9. Presbyopie 44
1.9.1. Verlauf der Presbyopieentwicklung 44
1.9.2. Ätiologie der Presbyopie 45

1.10. Wellenfrontanalyse – Aberrometrie 48
1.10.1. Grundlagen der Aberrometrie 48
1.10.2. Optische Aberrationen – Abbildungsfehler 48
1.10.3. Das Konzept des Wellenfrontfehlers 50
1.10.4. Wirkung von Wellenfrontaberrationen 54
1.10.5. Chromatische Aberration (Dispersion) 56
1.10.6. Interpretation aberrometrischer Messungen 56
1.10.7. Interaktion von Aberrationen 58
1.10.8. Wellenfrontkarte 58
1.10.9. RMS-Werte 59

2. POBANDEN, MATERIAL UND METHODIK 60

2.1. Studiendesign 60

2.2. Probandenakquise 61

2.3. Probandenauswahl 61

2.4. Gruppeneinteilung 62

2.5. Studienprotokoll 62

2.6. Ein- und Ausschlußkriterien 63

2.7. Prinzip der Aberrometrie 64
2.7.1. Hartmann-Shack-Sensor 64
2.7.2. Aberrometrie als Momentaufnahme 65
2.7.3. Beeinflussung des Wellenfrontfehlers durch den Tränenfilm 65
2.7.4. Aberrometrie des menschlichen Auges 66
2.7.5. Aspekte in Bezug auf die Wellenfrontdynamik 67
2.7.6. Stereopsis des Sehens und Stimulation durch Targets 69

2.8. Verfahren der dynamischen Stimulationsaberrometrie 70
2.8.1. Der WASCA Analyzer 71
2.8.1.1. *Gerätefunktion* 73
2.8.1.2. *Bedienelemente* 75
2.8.2. Dynamische Stimulationsaberrometrie 76
2.8.3. Benutzung und Konformität 79
2.8.4. Komponenten 81
2.8.5. Software 84
2.8.5.1. *Wellenfront-Panel* 85
2.8.5.2. *Wavefront Refraction* 85
2.8.6. DSA-Steuereinheit 86

2.9. Basiseinstellungen für eine DSA-Messung 86

2.10. Dynamische Akkommodationsmessungen 87
2.10.1. Umgebungsbedingungen 88
2.10.2. Durchführung 89
2.10.3. Untersucher 92

2.11. Datenauswertung 93
2.11.1. Das Wellenfront-Diagramm 93

2.12. Statistische Analyse 96
2.12.1. Statistische Methoden 96
2.12.2. Graphische Darstellung 98
2.12.3. Software 99

3. ERGEBNISSE 100

3.1. Demographische Daten 100

3.2. Analyse der Intraobservervariabilität 102
3.2.1. Akkommodationshub 103
3.2.1.1. *Untersuchung der Reproduzierbarkeit* 105
3.2.1.2. *Fazit* 107
3.2.1.3. *Ergebnis* 107
3.2.2. Differenz der Pupillenweite 108
3.2.2.1. *Untersuchung der Reproduzierbarkeit* 110
3.2.2.2. *Fazit* 112
3.2.2.3. *Ergebnis* 112

3.3. Analyse der Interobservervariabilität 113
3.3.1. Akkommodationshub 113
3.3.1.1. *Untersuchung der Reproduzierbarkeit* 118
3.3.1.2. *Ergebnis* 119
3.3.2. Analyse der Differenz der Pupillenweite 120
3.3.2.1. *Untersuchung der Reproduzierbarkeit* 125
3.3.2.2. *Ergebnis* 126

3.4. Zusammenfassung 127

4. DISKUSSION 129

4.1. Grenzen der dynamischen Stimulationsaberrometrie 129
4.1.1. Binokulare Stimulation 129
4.1.2. Ametropien – Myopie 130
4.1.3. Interpretation der Untersuchungsergebnisse 131
4.1.4. Vertrauensbereiche für DSA-Targetabstände 132

4.2. Beeinflussung der DSA-Meßgenauigkeit 134
4.2.1. Periskopspiegel 134
4.2.2. Nahtarget-Schwingmodul 136
4.2.3. Beeinflussung des Wellenfrontfehlers durch den Tränenfilm 137

4.3. Datenauswertung 137
4.3.1. Software 138
4.3.2. Computer-Hardware 139

4.4. Empfehlungen – eigene Erfahrungen 140
4.4.1. Messwiederholungen 140
4.4.2. Software 141
4.4.3. Probandenmotivation 142
4.4.4. Interaktion von Aberrationen 143
4.4.5. Akkommodationsabhängige Änderung des Wellenfrontfehlers 143
4.4.6. Untersuchung bei Augen mit Intraokularlinsen 143
4.4.7. Konstante Beleuchtung 145

4.5. Ausblick 145
4.5.1. Was kann die Wellenfrontanalyse leisten? 145
4.5.2. Was kann die Wellenfrontanalyse nicht leisten? 146
4.5.3. Was wird die Wellenfrontanalyse in Zukunft leisten können? 146

5. ZUSAMMENFASSUNG 147

6. LITERATURVERZEICHNIS 149

7. DANKSAGUNG .....

8. CURRICULUM VITAE .....

Verzeichnis der Abkürzungen:

%	Prozent
µm	Mikrometer
A	Abstand vom Auge
Abb.	Abbildung
AG	Aktiengesellschaft
Akk.hub.	Akkommodationshub
AMO	Abbott Medical Optics
AT	Augentropfen
Bsp.	Beispiel
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cd/m2	Candela pro Quadratmeter
cm	Zentimeter
COAS	Clinical Observation Access Service
D	Brechkraft
d.h.	daß heißt
dpt	Dioptrie
DSA	Dynamische Stimulationsaberrometrie
EDV	Elektronische Datenverarbeitung
et al.	et alii
etc.	et cetera
f	Brennweite
Fa.	Firma
GB	Gigabyte
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
gr.	griechisch
HOA	Higher-Oder Aberrations
ID	Untersuchungsnummer
Inter	Interobservervariabilität
Intra	Intraobservervariabilität
LOA	Lower-Oder Aberrations

LOS	Line of Sight
m	männlich
M	Median
M. sphincter pupillae	Musculus sphincter pupillae
Max	Maximum
mg	Milligramm
Min	Minimum
mm	Millimeter
Mw	Mittelwert
N	Anzahl
n	Brechungsindex
N. opticus	Nervus opticus
nm	Nanometer
OD	Oculus dexter
OS	Oculus sinister
OSA-Notation	Optical Society of America-Notation
Pat.	Patient
Pup.Diff.	Pupillendifferenz
Pup.Dm.	Pupillendurchmesser
rel.	relativ
RMS	Root Mean Square
s.	siehe
SD	Standardabweichung
sec.	Sekunde
Sex	Geschlecht
SLD	Superlumineszenzdiode
Tab.	Tabelle
Unters.	Untersucher
USA	United States of America
USB	Universal Serial Bus
V	Visus
vgl.	vergleiche
vs.	versus

WASCA	Wavefront Aberration Supported Cornea Ablation
z.B.	zum Beispiel

Verzeichnis der Tabellen:

Tabelle 1: Brechungsindizes der optischen Medien am Auge [82] 36

Tabelle 2: Stärke der Nahaddition in Abhängigkeit von Alter und Lese-entfernung [14, 60, 75] 47

Tabelle 3: Geschlechtsverteilung in den Datensätzen zur Interobservervariabilität (Inter) und Intraobservervariabilität (Intra) 100

Tabelle 4: Altersverteilung in Jahren in beiden Kollektiven 100

Tabelle 5: Altersverteilung in Jahren in Abhängigkeit vom Geschlecht . 101

Tabelle 6: Altersverteilung in Jahren in Abhängigkeit von Kollektiv und Geschlecht 101

Tabelle 7: Akkommodationshub [Dpt] – intraindividuelle Messungen 103

Tabelle 8: Akkommodationshub [Dpt], Reproduzierbarkeit, maximale Differenz zwischen den 5 Messungen 105

Tabelle 9: Akkommodationshub, phake Augen, Varianzanalyse mit 5 Messwiederholungen 106

Tabelle 10: Akkommodationshub, pseudophake Augen, Varianzanalyse mit 5 Messwiederholungen 107

Tabelle 11: Akkommodationshub [Dpt], Zusammenfassung der 5 Messungen über den Mittelwert 107

Tabelle 12: Pupillendifferenz [mm] 108

Tabelle 13: Pupillendifferenz [mm], Reproduzierbarkeit, maximale Differenz zwischen den 5 Messungen 110

Tabelle 14: Pupillendifferenz, phake Augen, Varianzanalyse mit 5 Messwiederholungen 111

Tabelle 15: Pupillendifferenz, pseudophake Augen, Varianzanalyse mit 5 Messwiederholungen 112

Tabelle 16: Pupillendifferenz [mm], Zusammenfassung der 5 Messungen über den Mittelwert 112

Tabelle 17: Phake Augen, Akkommodationshub [Dpt], Untersucher 1 und 2..... 113

Tabelle 18: Pseudophake Augen, Akkommodationshub [Dpt], Untersucher 1 und 2 114

Tabelle 19: Akkommodationshub [Dpt], Zusammenfassung der 5 Messungen über den Mittelwert..... 116

Tabelle 20: Akkommodationshub [Dpt], Reproduzierbarkeit, Differenz zwischen den beiden Untersuchern (Untersucher 1 – Untersucher 2) 118

Tabelle 21: Phake Augen, Pupillendifferenz [mm], Untersucher 1 und 2. 120

Tabelle 22: Pseudophake Augen, Pupillendifferenz [mm], Untersucher 1 und 2..... 121

Tabelle 23: Pupillendifferenz [mm], Zusammenfassung der 5 Messungen über den Mittelwert 123

Tabelle 24: Pupillendifferenz [mm], Reproduzierbarkeit, Differenz zwischen den beiden Untersuchern (Untersucher 1 – Untersucher 2) 125

Verzeichnis der Abbildungen:

Abbildung 1: Schemazeichnung der Linse mit Rinde, Epithel und Kapsel [11] 18

Abbildung 2: Schemazeichnung der Linse im Querschnitt mit Darstellung der Dicke der Linsenkapsel [11] 19

Abbildung 3: Darstellung der Bahnen von Pupillomotorik und Akkommodation [11] 22

Abbildung 4: **a** Ziliarkörper mit seinen Bestandteilen, **b** Darstellung der Innenseite des Ziliarkörpers und der Zonulafasern [11] 23

Abbildung 5: Hermann v. Helmholtz (1821 - 1894), Physiker und Physiologe [11] 24

Abbildung 6: Refraktionsverhältnisse des Auges bei Emmetropie: **a** Fernakkommodation, **b** Nahakkommodation, **c** Presbyopie, **d** Korrektur der Presbyopie mit einer Sammellinse [82] 31

Abbildung 7: Brennpunkte bei Emmetropie (schwarze Linien) und Ametropie: I bei Myopie (rote Linien), II bei Hyperopie (grüne Linien) [82] 38

Abbildung 8: Refraktionsverhältnisse bei Myopie: **a** Brennpunkt vor der Netzhaut, **b** nahegelegene Objekte erzeugen ein scharfes Bild, **c** Achsenmyopie, **d** Brechungsmyopie, **e** Kernkatarakt [82] 39

Abbildung 9: Refraktionsverhältnisse bei Hyperopie: **a** Brennpunkt hinter der Netzhaut, **b** ferne Objekte erzeugen ein scharfes Bild, **c** Akkommodation beim Blick in die Ferne, **d** Achsenhyperopie, **e** Brechungshyperopie, **f** Aphakie [82] .. 41

Abbildung 10: Abbildung bei astigmatischer Hornhaut [82] 41

Abbildung 11: Korrektur des regulären Astigmatismus durch Zylindergläser [82] 43

Abbildung 12: Irregulärer Hornhautastigmatismus: **a** multiple Brennpunkte, **b** Korrektur mit formstabiler Kontaktlinse [82] 43

Abbildung 13: Abnahme der maximalen Akkommodationsbreite mit zunehmendem Lebensalter [11] 44

Abbildung 14: Zusammenhang zwischen Lichtstrahl und Wellenfront: **a** Verlauf der Lichtstrahlen in einem auf unendlich fokussierten idealen Auge, **b** Verlauf der Wellenfront im gleichen Auge, **c** die Wellenfront steht immer 90° zum einzelnen Lichtstrahl [22] 51

Abbildung 15: Lichtstrahlen und Wellenfront bei Fehlsichtigkeiten [22] 51

Abbildung 16: Coma [22] 53

Abbildung 17: Sphärische Aberration [22] 54

Abbildung 18: Zusammenhang zwischen Pupillendurchmesser und optischer Wirkung von Wellenfrontaberrationen [22] 54

Abbildung 19: Chromatische Aberration [82] 56

Abbildung 20: Pyramide mit den Zernike-Polynomen der ersten 5 Ordnungen [22] 57

Abbildung 21: Beispiel für eine Wellenfrontkarte [22] 58

Abbildung 22: Prinzip des Hartmann-Shack-Sensors [22] 65

Abbildung 23: Funktionsprinzip des WASCA Analyzers [40] 72

Abbildung 24: Mikrolinsen-Raster [145] 73

Abbildung 25: WASCA Analyzer mit Instrumentenbasis [148] 75

Abbildung 26: Dynamisches Stimulationsaberrometer (DSA) [44] 76

Abbildung 27: DSA mit variablem Nahtarget [44] 77

Abbildung 28: Prinzip der Target-Einspiegelung in den Meßstrahlengang des G210 Aberrometers über ein Periskop, das sich aus den Spiegeln M1 und M2 zusammensetzt, gestrichelte rote Linie = Sehlinie (LOS) [44] 77

Abbildung 29: Anordnung der binokularen Stimulation bei der Messung mittels G210 Aberrometer, LOS muß mit Geräteachse übereinstimmen [44] 78

Abbildung 30: Übersicht der DSA-Hardware-Komponenten [44] 81

Abbildung 31: DSA-Steuereinheit mit Display [44] 82

Abbildung 32: DSA-Ferntarget mit Fernbedienung [44] 82

Abbildung 33: DSA mit variablem Nahtarget [44] 83

Abbildung 34: Screenshot der DSA-Software [44] 84

Abbildung 35: Wavefront-Refraction-Panel [44] 85

Abbildung 36: Positionierung des Probanden vor dem dynamischen Stimulationsaberrometer [44] 90

Abbildung 37: Akkommodationshub im zeitlichen Verlauf eines phaken Auges 94

Abbildung 38: Akkommodationshub im zeitlichen Verlauf eines pseudophaken Auges 94

Abbildung 39: Beispiel für ein Scatterplot 98

Abbildung 40: Beispiel für ein Boxplot [113] 99

Abbildung 41: Boxplot zur Darstellung der Altersverteilung in Abhängigkeit von Geschlecht und Kollektiv 101

Abbildung 42: Akkommodationshub pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch einen Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen 104

Abbildung 43: Darstellung der Reproduzierbarkeit als Boxplot, gemessen als maximale Differenz zwischen den Messwiederholungen, bei phaken und pseudophaken Augen 106

Abbildung 44: Pupillendifferenz pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch einen Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen 109

Abbildung 45: Darstellung der Reproduzierbarkeit als Boxplot, gemessen als maximale Differenz zwischen den Messwiederholungen, bei phaken und pseudophaken Augen 111

Abbildung 46: Akkommodationshub pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher bei phaken Augen 115

Abbildung 47: Akkommodationshub pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher bei pseudophaken Augen 115

Abbildung 48: Mittelwert des Akkommodationshubs pro Auge und Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen 117

Abbildung 49: Darstellung der Reproduzierbarkeit als Boxplot, gemessen als maximale Differenz zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2, bei phaken und pseudophaken Augen 119

Abbildung 50: Pupillendifferenz pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher bei phaken Augen 122

Abbildung 51: Pupillendifferenz pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher bei pseudophaken Augen 122

Abbildung 52: Mittelwert der Pupillendifferenz pro Auge und Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen 124

Abbildung 53: Darstellung der Reproduzierbarkeit als Boxplot, gemessen als maximale Differenz zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2, bei phaken und pseudophaken Augen 126

Abbildung 54: Theoretisch berechnete Akkommodations-Stimulation in dpt als Funktion der eingestellten Target-Position auf der Targetschiene des DSA [47] 132

Abbildung 55: Umlenkspiegel des dynamischen Stimulations-aberrometers [44] 134

Abbildung 56: Variables Nahtarget mit Schwingmodul [44] 136

Abbildung 57: Beispiel für Schwankungen der Sphäre nach Einschwenken des Nahtargets bei einer dynamischen Akkommodationsmessung 137

Abbildung 58: Pseudophakes Auges mit einer monofokalen Intraokularlinse ohne Darstellung einer objektiven Akkommodationsleistung 144

Abbildung 59: Pseudoakkommodation eines pseudophaken Auges mit einer monofokalen Intraokularlinse 144

1. Einleitung:

Sehen bedeutet Lebensqualität. Um diese hohe Lebensqualität möglichst lange zu erhalten, bedarf es vor allem in der Zukunft neuer Untersuchungs- und Therapieverfahren, um den Menschen in einer zunehmend alternden Gesellschaft dieses zu ermöglichen.

Um einen Seheindruck zu erzielen, bedient sich das menschliche Auge verschiedener Techniken. Das Auge erlaubt, eintreffende Lichtstrahlen mit einem hoch intelligenten Informationsverarbeitungssystem aufzunehmen und weiterzuleiten.

1.1. Fragestellung und Ziel dieser Arbeit:

Bei der dynamischen Stimulationsaberrometrie handelt es ich um ein modernes diagnostisches Verfahren in der Ophthalmologie, um objektiv durch binokulare Stimulation im Rahmen einer Wellenfrontmessung die Akkommodationsleistung des menschlichen Auges zu untersuchen. Bisherige Methoden erlauben nur eine subjektive Messung des Akkommodationshubs, wie z.B. durch die Erstellung von Defokus-Kurven.

Die Vermessung aber auch die Behandlung der okulären Strukturen, wie z.B. der Linse, zur Wiederherstellung der Akkommodationsleistung im presbyopen Alter wird in einer zunehmend alternden Bevölkerung an Bedeutung gewinnen. Somit ist die objektive Messung des Akkommodationhubs schon jetzt eine sehr interessante und zukunftsweisende Methode in der Ophthalmologie.

Die dynamische Stimulationsaberrometrie ist daher für die objektive Messung der Akkommodationsleistung im Rahmen von refraktiven Eingriffen wichtig, wie z.B. die Implantation einer Multifokallinse oder einer potentiell akkommodierenden Linse.

Da es sich bei dem hier vorgestellten Gerät um einen Prototypen handelt, ist das Ziel der durchgeführten Studie, die Intra- und die Interobservervariabilität sowie die Reproduzierbarkeit dieses dynamischen Stimulationsaberrometers zu analysieren. In diesem Zusammenhang soll untersucht werden, ob die dynamische Stimulationsaberrometrie zur objektiven und untersucher-unabhängigen Messung der Veränderung der Akkommodation bei phaken und pseudophaken Augen geeignet ist.

Mit den in dieser Studie gewonnenen Ergebnissen soll somit ein Rückschluß auf die Validität der Untersuchungsergebnisse des dynamischen Stimulationsaberrometers gemacht werden können.

1.2. Das Auge:

Das menschliche Sehorgan besteht aus dem Augapfel und dem Sehnerven sowie den zugehörigen Hilfseinrichtungen in Form von Augenlidern, Tränenapparat und äußeren Augenmuskeln.

Der vordere Augenabschnitt enthält den optischen, lichtbrechenden Apparat, der auf der Netzhaut ein Bild erzeugt. Dieser optische Apparat besteht aus folgenden Strukturen:

- der durchsichtigen Hornhaut (Cornea),
- der vorderen und hinteren Augenkammer,
- der Iris und der Pupille sowie
- der Linse (Lens) und dem Ziliarkörper (Corpus ciliare).

Mit Hilfe dieses optischen Apparates wird auf der Netzhaut ein umgekehrtes und stark verkleinertes Bild der Umwelt entworfen.

Zu den brechenden Medien des Auges zählen Hornhaut, Vorderkammer, Linse und Glaskörper. Treten Trübungen oder Abweichungen von der normalen Brechkraft (Refraktion) auf, ist die Abbildung auf der Netzhaut unscharf [10, 60, 70, 82].

1.3. Der Sehprozeß:

Der Sehprozeß beginnt beim Eintreten eines Lichtstrahls in den optischen Apparat des Auges. Der Lichtstrahl wird in der Hornhaut und der Linse so gebrochen, daß dieser auf dem Kopf stehend die Linse verlässt. Vor der Linse befindet sich die kreisförmige Iris. In der Mitte der Iris befindet sich ein Loch, welches als Pupille bezeichnet wird. Durch die Pupille gelangt das Licht über die Linse in das Innere des Augapfels. Bei intensivem Lichteinfall verkleinert sich die Pupille, bei schwachem Licht vergrößert sich die Pupille. Somit erfüllt die Iris die Funktion einer Blende.
Hinter der Linse tritt der Lichtstrahl durch den durchsichtigen Glaskörper, bevor er endgültig auf der Retina (Netzhaut) auftritt. Dort entsteht ein auf dem Kopf stehendes, verkleinertes Bild.
Die Netzhaut ist mit einer hohen Zahl von lichtempfindlichen Sehzellen ausgestattet, die das auftreffende Licht in elektrische Nervenimpulse zur Weiterverarbeitung umwandeln. Insgesamt gibt es auf der Retina ca. 126 Millionen Sehzellen, bei denen Stäbchen und Zapfen unterschieden werden können. Die so resultierenden Nervenimpulse werden über den Sehnerven und die Sehbahn an das Sehzentrum des Gehirns weitergeleitet [10, 60, 70, 82].

1.4. Die Linse des Auges:

1.4.1. Anatomie und Physiologie der Linse:

Die Linse befindet sich zwischen Glaskörper und Iris und stellt einen Teil der Begrenzung zwischen vorderer und hinterer Augenkammer dar. Sie ist ein wesentlicher Bestandteil des dioptrischen Apparates des Auges. Ihre Aufgabe ist die Fokussierung der einfallenden Lichtstrahlen auf die Netzhaut sowie die scharfe Bildeinstellung mittels Akkommodation.

Bei der menschlichen Augenlinse handelt es sich um eine bikonvexe, avaskuläre und transparente Struktur. Anatomisch gliedert sich die Linse von innen nach außen in drei Teile: Linsenkern, Linsenrinde und Epithel mit Linsenkapsel. Die Linse besitzt die Fähigkeit, Licht zu brechen, weil ihr Brechungsindex (ungefähr 1,4 im Zentrum und 1,36 in der Peripherie) verschieden von dem des Kammerwassers und des Glaskörpers (1,336) ist [10, 60, 70, 82].

Die Rinde und der Kern der Linse bestehen aus den so genannten Linsenfasern mit hexagonalem Querschnitt, welche von einem einschichtigen Linsenepithel gebildet werden. Dieses Linsenepithel befindet sich an der Innenseite der vorderen Linsenkapsel und am Linsenäquator. Die Epithelzellen am zentralen vorderen Pol werden als A-Zellen bezeichnet und befinden sich im Ruhezustand. Im Gegensatz dazu zeigen die Zellen im Bereich des Linsenäquators – als E-Zellen bezeichnet – eine hohe Mitoserate und eine ausgeprägte Stoffwechselaktivität. Diese E-Zellen am Äquator bilden ein Leben lang neue Linsenfasern, welche sich zwiebelschalenförmig um die schon vorhandenen Fasern schichten. Diese Schichten liegen ähnlich wie Jahresringe bei einem Baum übereinander. Infolge der Wasserabgabe der älteren Fasern werden diese zunehmend dünner und bilden somit den dichteren und härteren Linsenkern. Der Linsenkern ist daher der älteste Bestandteil der Linse und wird auch als Embryonalkern bezeichnet. Nach außen hin gliedern sich dem Embryonalkern der Fetalkern, der Adultkern und die Rinde an [134, 142].

Bei der menschlichen Linse gibt es keine Zellabstoßung, d.h., daß sich die Linse im Laufe eines Lebens ständig vergrößert und die Faserverdichtung zunimmt. Somit nimmt der relative Anteil der Linsenrinde zu, da die Größe des Linsenkerns konstant bleibt. Gleichzeitig nimmt die Linse eine stärker gekrümmte Form an, so daß ältere Linsen theoretisch eine stärkere Brechkraft haben müssten. Dieser Effekt wird jedoch vermutlich durch eine altersbedingte Änderung des Brechungsindex ausgeglichen, wahrscheinlich aufgrund von Anreicherung unlöslicher Proteinpartikel in der Linse [20, 43, 55].

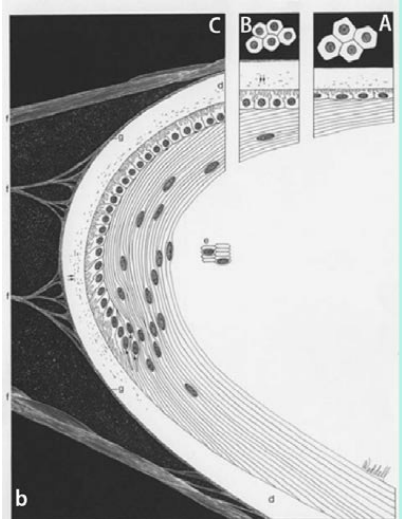

Abbildung 1: Schemazeichnung der Linse mit Rinde, Epithel und Kapsel [11]

Die löslichen Linsenproteine sind von einer transparenten, elastischen, dünnen Linsenkapsel umgeben, wobei es sich um eine vom Linsenepithel sezernierte Basalmembran Kollagen Typ IV handelt. Die Linsenkapsel hat eine Dicke von 5 - 25 µm. Somit handelt es sich bei der Linsenkapsel um die dickste Membran des menschlichen Körpers und erscheint histologisch wie eine strukturlose Membran.
Genau diese Linsenkapsel ist beim Akkommodationsprozeß für die Verformung der Linsensubstanz mit verantwortlich. Die vordere Kapsel ist in der mittleren Peripherie am dicksten und am vorderen Linsenpol am dünnsten. Auf der hinteren Linsenoberfläche ist die Kapsel ebenfalls im Bereich des Pols am dünnsten und wird zur Peripherie hin dicker [11, 48, 78].

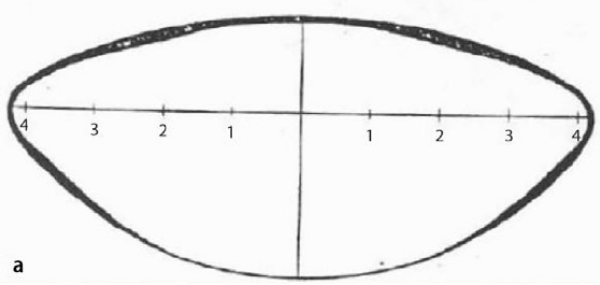

Abbildung 2: Schemazeichnung der Linse im Querschnitt mit Darstellung der Dicke der Linsenkapsel [11]

Die Linsenhinterfläche weist mit einem Radius von ca. 6 mm eine höhere Krümmung als die Linsenvorderfläche mit einem Radius von ca. 10 mm auf.

Das Gewicht der ca. 4 mm dicken Linse ist altersabhängig und verfünffacht sich im Laufe des Lebens.
Bei der Geburt beträgt der äquatoriale Durchmesser der Linse ca. 6,4 mm, die zentrale anteroposteriore Dicke 3,5 mm und das Gewicht ca. 90 mg. Die erwachsene Linse misst ca. 9 mm äquatorial und 5 mm anteroposterior und wiegt etwa 255 mg [20, 43, 55].

Die Linse besitzt keine Nerven und Gefäße, weshalb ihre Ernährung durch Diffusion des Kammerwassers erfolgt. Die Stoffwechselaktivität der Linse ist für die Erhaltung der Integrität, die Transparenz und die optische Funktion von sehr großer Bedeutung.

Die Linse besteht zu ca. 60 % aus Proteinen, aus Wasser und Kristallinen. Somit handelt es sich um das eiweißreichste Organ des menschlichen Körpers. Durch die Kristalline wird der Linse neben Transparenz auch Stabilität – besonders gegenüber der Denaturierung – verliehen [70].

Der Wassergehalt der Linse ist normalerweise stabil und steht in einem Gleichgewicht mit dem umgebenden Kammerwasser. Im Rahmen des Alterungsprozesses nimmt die Wasserkonzentration der Linse ab, während der Anteil der unlöslichen Linsenproteine (Albuminoid) zunimmt. Durch diesen fortschreitenden Prozeß wird die Linse im Verlauf des Lebens härter,

weniger elastisch (→ Akkommodationsverlust) und verliert an Transparenz. Somit ist eine Trübung der Linse im Alter unausweichlich. Sichtbare Linsentrübungen sind bei 95 % aller Personen über 65 Jahre vorhanden. Der Kern nimmt durch den Alterungsprozeß eine leicht gelbliche Färbung an, welche als Kernsklerose bezeichnet wird.
Während der Jugend ist die menschliche Linse sehr flexibel, im Alter dagegen ist die Linse starr [36, 68, 151].

Insgesamt zeigt die Linse einen sehr aktiven Stoffwechsel. Sowohl bei einer Veränderung der Zusammensetzung des Kammerwassers von der Norm, als auch bei einer Verletzung der Linsenkapsel mit einhergehender Rindenquellung, kann es zu einer Linsentrübung kommen [10, 152].

1.4.2. Lage und Aufhängung der Linse:

Die Linse ist im menschlichen Auge zwischen Irisrückfläche und Glaskörper in der Fossa patellaris des Glaskörpers lokalisiert. Als Bestandteil des Iris-Linsen-Diaphragmas trennt die Linse den vorderen vom hinteren Augenabschnitt. Sie ist im Bereich des Linsenäquators über die zirkulär inserierenden Zonulafasern mit dem Ziliarkörper verbunden. Durch diese Aufhängung wird die Linse stabil in ihrer Position gehalten und der Zug des Ziliarmuskels im Rahmen der Akkommodation auf die Linse übertragen [37, 70, 110].

1.4.3. Ziliarkörper und Ziliarmuskel:

Der ringförmige Ziliarmuskel wird von den kurzen Ziliarnerven innerviert, welche als parasympathische Fasern im N. oculomotorius (N. III) verlaufen und im Ganglion ciliare umgeschaltet werden. Es handelt sich um einen glatten Muskel, der aus drei Gruppen von Muskelfasern besteht, die sich durch ihre Lage und Anordnung innerhalb des Ziliarkörpers unterscheiden. Diese Gruppen sind die longitudinalen, die radiären und die äquatorialen

oder zirkulären Muskelfasern. Der longitudinale Anteil des Muskels grenzt direkt an die Sklera. Weiter einwärts des longitudinalen Anteils und näher am Glaskörper liegen die radiären Fasern und am weitesten vorn und einwärts die zirkulären Fasern.
Der Ziliarmuskel befindet sich innerhalb des Ziliarkörpers und ist begrenzt von der Sklera sowie von der Außenseite des Ziliarköpers. Die innere Oberfläche des Ziliarmuskels grenzt nach vorne an die Pars plicata und nach hinten an die Pars plana des Ziliarkörpers. Nach vorn inseriert der Ziliarmuskel am Skleralsporn und dem Trabekelmaschenwerk. Nach hinten ist er über elastische Sehnen am Stroma der Aderhaut befestigt [60, 132].

Die Innervation des Ziliarmuskels ist überwiegend parasympathisch. Die afferente Bahn des Akkommodationsreflexes verläuft vom N. opticus über das Corpus geniculatum laterale zur primären Sehrinde (Area 17). Von dort erreichen die akkommodationswirksamen Fasern die Area 19. Die Verarbeitung der Akkommodationsreize verläuft im Zusammenwirken von verschiedenen kortikalen und zerebellären Arealen. Über die Sehrinde wird das Signal zum Edinger-Westphal-Kern im Mittelhirn (Nucleus oculomotorius accessorius) geleitet, von dem die parasympathische Innervation des Ziliarmuskels ausgeht. Seine Fasern werden im Ganglion ciliare auf postganglionäre Fasern umgeschaltet, die über die kurzen und auch die langen Ziliarnerven den Ziliarmuskel innervieren [52, 144].

Die Akkommodation ist mit der Konvergenz der Sehachsen beider Augen und der Verengung der Pupille verbunden.

Die wesentlich schwächer ausgeprägte sympathische Innervation des Ziliarmuskels hat inhibitorische Funktion. Sie wirkt bei der Entspannung des Muskels mit, sorgt so für einen funktionellen Antagonismus zur parasympathischen Innervation und erleichtert damit möglicherweise langsame Folgebewegungen der Akkommodation. Die sympathische Versorgung des Ziliarmuskels hat ihren Ursprung im Zwischenhirn und verläuft über das Rückenmark. Von dort läuft das 2. Neuron zum Ganglion cervicale superius. Die Fasern des 3. Neurons

setzen den Weg im Karotisplexus fort und treten mit dem 1. Trigeminusast in die Orbita ein, wo sie sich den langen und kurzen Ziliarnerven anschließen [52, 53, 88].

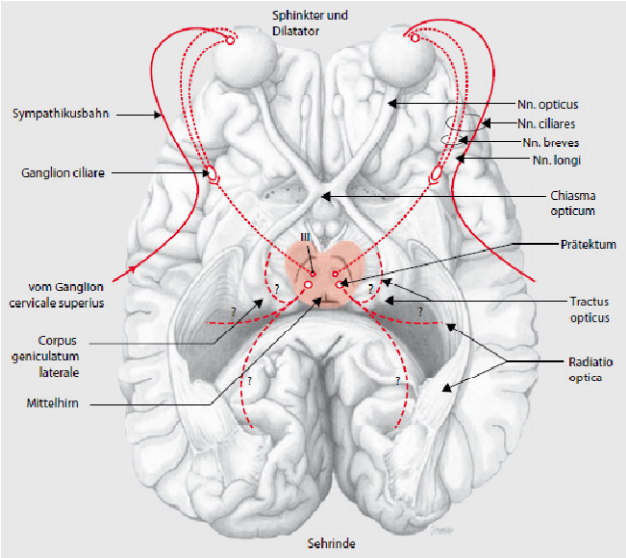

Abbildung 3: Darstellung der Bahnen von Pupillomotorik und Akkommodation [11]

Parasympatholytika wie Atropin, Scopolamin und Cyclopentolat hemmen die Funktion des Ziliarmuskels und führen damit zu einer Unfähigkeit zur Nahakkommodation. Zusätzlich führen diese als Zykloplegika bezeichneten Medikamente durch Hemmung des M. sphincter pupillae zu einer Mydriasis. Parasympathomimetika (Pilocarpin) bewirken eine Kontraktion des Ziliarmuskels und des M. sphincter pupillae. Hieraus resultiert eine Miosis [10, 13, 70, 146, 147].

1.4.4. Zonulafasern:

Die Zonula (Abb. 4) besteht aus feinen elastischen Fasern, die nach Lokalisation, Ursprung und Ansatz in hintere und vordere Zonulafasern eingeteilt werden. Die hinteren Zonulafasern haben ihren Ursprung nahe

dem hinteren Ansatz des Ziliarmuskels an der Ora serrata und erstrecken sich in Längsrichtung zur Pars plicata corporis ciliaris, wo sie in den Wänden der Krypten zwischen den Ziliarfortsätzen inserieren. Die Pars plicata corporis ciliaris trennt die posteriore von der anterioren Zonula. Ein System von feineren Spannfasern, die quer zu den vorher erwähnten Fasern verlaufen, bildet den Zonulaplexus, der die Zonula in den Krypten der Ziliarfortsätze am Ziliarepithel verankert. Die vorderen Zonulafasern sind zwischen den Ziliarfortsätzen und der Linse ausgespannt und inserieren fächerförmig in der äquatorialen Region der Linse [38, 55, 57, 90, 116].

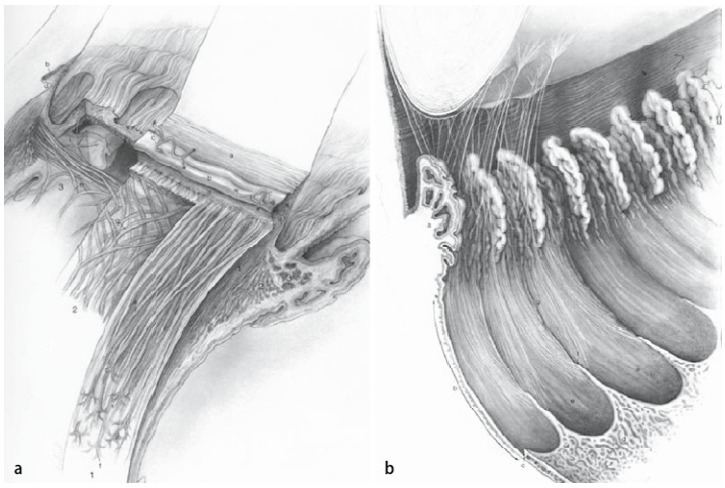

Abbildung 4: **a** Ziliarkörper mit seinen Bestandteilen, **b** Darstellung der Innenseite des Ziliarkörpers und der Zonulafasern [11]

Dieses sind die anatomischen und physiologischen Grundlagen zum weiteren Verständnis der Presbyopie und des Akkommodations-mechanismus.

1.5. Definition Akkommodation:

Akkommodation bezeichnet eine dynamische Brechkraftänderung des Auges, um Objekte in unterschiedlichen Entfernungen scharf auf der Netzhaut abzubilden. Die Augenlinse besitzt die Fähigkeit, ihre Brechkraft so zu verändern, daß sowohl nah als auch weit entfernt liegende Sehobjekte auf der Netzhaut scharf abgebildet werden.

An der Akkommodation sind der Ziliarkörper mit Ziliarmuskel, die vorderen und hinteren Zonulafasern sowie die Linse, bestehend aus Linsenkapsel und Linsensubstanz, beteiligt.

1.5.1. Theorie von Helmholtz:

Hermann von Helmholtz, dessen grundlegende Beschreibung des Mechanismus der Akkommodation aus dem Jahre 1855 in allen wesentlichen Anteilen noch immer gültig ist, schrieb in seinem „Handbuch der Physiologischen Optik“:

„Über keinen anderen Gegenstand der physiologischen Optik sind so viel widersprechende Ansichten aufgestellt worden, als über die Akkommodation des Auges, weil erst in der allerneuesten Zeit entscheidende Beobachtungstatsachen gefunden wurden und man bis dahin fast nur einem Spiel von Hypothesen überlassen gewesen war.“ [65]

Abbildung 5: Hermann v. Helmholtz (1821 - 1894), Physiker und Physiologe [11]

Der Akkommodationsmechanismus beruht laut Hermann von Helmholtz auf dem Nachlassen der Spannung der Zonulafasern bei Kontraktion des Ziliarmuskels und der Formveränderung der Linse durch die elastische Linsenkapsel.

Diese Fähigkeit zur Akkommodation geht mit zunehmendem Lebensalter allmählich verloren und wird als Alterssichtigkeit (Presbyopie) bezeichnet.

In den letzten Jahren haben experimentelle Studien das Wissen über den Akkommodationsapparat bedeutend erweitert und legen eine multifaktorielle Ätiologie der Presbyopie nahe.

1.5.2. Historischer Hintergrund:

Auch in der heutigen Zeit sind der Mechanismus der Akkommodation und die Ursache der Presbyopie Gegenstand kontroverser Diskussionen.

Scheiner beobachtete bereits im 17. Jahrhundert, daß sich die Brennweite des Auges bei Fokussierung auf nahe Objekte verändert und führte dieses Phänomen auf die Verengung der Pupille und eine Verschiebung der Linse zurück. Descartes vermutete 1637, daß die Akkommodation auf der Verformung der menschlichen Linse beruht. Daneben existierten Theorien, die z.B. eine Änderung der Länge des Augapfels bei der Akkommodation vermuteten. Anfang des 19. Jahrhunderts wurde die lentikuläre Akkommodation von Young vertreten und von Cramer und Helmholtz durch Untersuchung der Purkinje-Bilder nachgewiesen [10, 11, 120].

1.5.3. Neurale Steuerung der Akkommodation:

Die Akkommodation ist einem Regelkreis unterworfen, wobei die Regelgröße eine scharfe Abbildung auf der Netzhaut, aber auch die wahrgenommene Objektgröße, Querdisparation sowie optische Aberrationen sind. Dieses

System erkennt vermutlich auch anhand der Farbdispersion des Netzhautbildes, in welche Richtung die Akkommodation gegenzuregeln ist [77, 79, 122, 123, 129].

1.5.4. Akkommodationsbreite:

Als Akkommodationsbreite bezeichnet man die maximal mögliche Brechkraftzunahme der Linse in Dioptrien. Mathematisch ergibt sich die Akkommodationsbreite aus der Subtraktion der Brechkraft im Nahpunkt von der Brechkraft im Fernpunkt. Dieses bezeichnet man auch als den so genannten Akkommodationshub.

Der Nahpunkt (Punctum proximum) ist die kürzeste Entfernung, die gerade noch scharfes Sehen erlaubt. Der Fernpunkt (Punctum remotum) beschreibt den am weitesten entfernt gelegenen Punkt, der noch scharf gesehen werden kann. Fern- und Nahpunkte begrenzen den Akkommodationsbereich, dessen Lage im Raum von der Brechkraft (Refraktion) des Auges abhängig ist.

Die Akkommodation erfolgt willensunabhängig, kann aber auch bewusst gesteuert werden. Die Akkommodationsdauer beträgt 0,5 – 1,5 s, die Entspannung beansprucht weniger Zeit [34, 35, 64].

Bei einem emmetropen Auge liegt der Fernpunkt im Unendlichen. Durch Akkommodation können jedoch auch Objekte in der Nähe scharf auf der Netzhaut abgebildet werden. Mit zunehmendem Alter vermindert sich die Verformbarkeit der Linse und die Akkommodationsbreite wird geringer. Zur Alterssichtigkeit (Presbyopie) kommt es jedoch erst, wenn die Akkommodationsbreite unter 3 dpt sinkt. Durch den allmählichen Verlust der Akkommodation rückt der Nahpunkt immer mehr in die Ferne („die Arme werden zu kurz zum Lesen“).

Je nach Alter und Einschränkung der Akkommodation gleicht man die Presbyopie mit Sammellinsen von 0,5 – 3 dpt aus [60, 82].

Beispiel:
Liegt der Nahpunkt eines Auges in 20 cm Entfernung und der Fernpunkt im Unendlichen, so besteht eine Akkommodationsbreite von 5 dpt.

1.5.5. Vorgang der Akkommodation:

1.5.5.1. Optische Veränderungen bei der Akkommodation:

Akkommodation ist definiert als eine Änderung der Brechkraft des Auges. Diese Änderung des Refraktionsstatus ist der entscheidende Vorgang bei der Akkommodation. Die Hornhaut, die Vorder- und Rückfläche sowie der refraktive Index der Linse sorgen für die nötige optische Brechkraft zur Erzeugung eines scharfen Bildes auf der Netzhaut.

Als „akkommodative Trias“ bezeichnet man folgende mit dem Akkommodationsvorgang gekoppelten Vorgänge:

- Akkommodation,
- Konvergenz und
- Pupillenkonstriktion.

Die Pupillenverengung trägt zur Sehschärfe in der Nähe bei, indem sie die Schärfentiefe erhöht, d.h. die Distanz vor und hinter der Fokusebene, um die ein abgebildetes Objekt im Raum bewegt werden kann, ohne daß das Bild unscharf erscheint. Pupillenverengung und Schärfentiefe sind wichtig für das Sehen in der Nähe, aber zu unterscheiden von der Refraktionsänderung, die für die Akkommodation grundlegend ist [60, 82].

Die optischen Effekte, die das Sehen in verschiedenen Entfernungen ohne Brechkraftänderung des Auges ermöglichen, werden auch unter dem Begriff „Pseudoakkommodation“ zusammengefasst [42].

Die unvollkommene Optik des Auges führt dazu, daß das Sehen durch Abbildungsfehler (optische Aberrationen) beeinträchtigt ist. Aberrationen niedriger Ordnung (Defokus und Astigmatismus) können durch Brillengläser korrigiert werden. Auf Aberrationen höherer Ordnung (beispielsweise Koma und sphärische Aberration) trifft dies nicht zu. Obwohl die Aberrationen die retinale Bildqualität beeinträchtigen, können unter Umständen auch sie die Schärfentiefe des Auges erhöhen und dadurch eine bessere Nahsehschärfe ermöglichen. Sie müssen bei Beurteilung der Akkommodationsfähigkeit eines Auges berücksichtigt und klar von aktiver Akkommodation unterschieden werden [22, 30, 42].

1.5.5.2. Der Akkommodationsmechanismus:

Bei ruhendem bzw. entspanntem Ziliarmuskel sind die Zonulafasern angespannt und ziehen den Linsenäquator nach außen. Dadurch erhält die Linse eine abgeflachte Form und das Auge ist für den Blick in die Ferne eingestellt [82].

Ein Akkommodationsreiz führt zur Kontraktion des Ziliarmuskels. Einige der Muskelfasern lagern sich dabei so um, daß sich der zirkuläre Muskelanteil vergrößert und die longitudinalen und radiären Anteile verkleinern. Dadurch bewegt sich der Ziliarmuskel vorwärts und einwärts und der ziliare Ringdurchmesser verkleinert sich. Dabei ändert sich die Spannung der Zonulafasern, und die elastische Kapsel modelliert die Linse in eine stärker akkommodierte, d.h. mehr sphärische Form, mit verstärkter Krümmung der brechenden Oberflächen und verkürzter Brennweite. Hierdurch wird die Fokussierung auf ein nahes Objekt möglich. Dabei nimmt die axiale Linsendicke zu, die Krümmungsradien der Linsenvorder- und rückfläche

nehmen ab und werden somit steiler. Dadurch erhöht sich die Brechkraft der Linse und damit des gesamten Auges [46, 85, 86].

Bei Nachlassen des Akkommodationsreizes geht die Spannung des Ziliarmuskels wieder zurück und der Muskel wird von der elastischen Bruchmembran und den hinteren Zonulafasern in seine entspannte Position nach außen und hinten gezogen. Damit vergrößert sich der Durchmesser des Ziliarmuskelrings. Die Spannung der Zonulafasern wird wiederhergestellt und zieht die Linse wieder nach hinten und außen in Richtung auf den Ziliarmuskel zu. Die vordere Zonula, die in den Krypten zwischen den Ziliarfortsätzen verankert ist, überträgt den Zug des Muskels und der elastischen Gewebe auf die Linsenkapsel. Die axiale Linsendicke nimmt dadurch wieder ab, der äquatoriale Linsendurchmesser nimmt zu, und die inneren vorderen und hinteren Oberflächen der Linse verringern ihre Krümmung. Damit befindet sich die Linse wieder im fernakkommodierten Zustand [45, 57, 116].

Die Entspannung der Akkommodation (Nah-Fern-Akkommodation oder „Desakkommodation“) kann man als Kraftausübung der extralentikulären Gewebe auf die Linse betrachten, während die Nahakkommodation einen aktiven neuromuskulären Prozess darstellt, der die Rückstellkräfte der Linse freisetzt bzw. umleitet [15, 18, 61, 62, 63].

1.5.6. Nahakkommodation:

Bei der Fixation eines Objektes im Nahbereich treten divergente Lichtstrahlen in das Auge ein. Um diese auf der Netzhaut zu bündeln, muß das Auge seine Brechkraft erhöhen. Bei der Nahakkommodation wird dies im Wesentlichen durch eine Zunahme der Krümmung der Linsenvorderfläche und -rückfläche erreicht. Außerdem nimmt die Dicke der Linse zu, während die Vorderkammertiefe sowie (zu einem geringeren Anteil) die Länge des Glaskörperraums abnehmen. All diese Vorgänge tragen zu einer myopen Refraktionsänderung des Auges bei der Nahakkommodation bei.

Im Rahmen der Nahakkommodation kommt es zu einer Kontraktion des ringförmigen Ziliarmuskels – der Durchmesser des Ziliarmuskelringes nimmt ab – und die Zonulafasern erschlaffen, an denen die Linse aufgehängt ist. Durch die Elastizität der Linsenkapsel kommt es dabei zu einer stärkeren Krümmung der Linsenoberfläche, insbesondere der hinteren Linsenkapsel. Folglich nähert sich die Linse – ihrer physikalisch-chemischen Tendenz folgend – der Gestalt einer Kugel an. Durch diese Verformung kommt es zu einer Brechkrafterhöhung der Linse und der Blickpunkt rückt in den Nahbereich, d.h. Objektpunkte in der Nähe werden scharf gesehen [10, 41, 60, 82].

1.5.7. Fernakkommodation:

Im fernakkommodierten emmetropen Auge sorgt die Brechkraft für die scharfe Abbildung eines entfernten Objekts auf der Netzhaut. In diesem Fall treten parallele Lichtstrahlen vom Objekt in das Auge ein und werden konvergent, um das Bild auf der Retina zu fokussieren.

Durch die Erschlaffung des Ziliarmuskels – der Durchmesser des Ziliarmuskelringes nimmt zu – erhöht sich die Spannung auf die Zonulafasern und folglich verstärkt sich der Zug auf die Linse. Mit diesem Mechanismus kommt es zu einer Abflachung der Linsenoberfläche. Die daraus resultierende Brechkraftverringerung rückt den Blickpunkt in die Ferne, d.h. Objektpunkte in der Ferne werden scharf gesehen.

Liegt kein Akkommodationsreiz vor, z.B. beim Fliegen in großer Höhe durch ein reizarmes Gesichtsfeld oder auch beim Sehen in der Nacht, resultiert die Akkommodationsruhelage mit einer Myopie von -0,5 bis -4,0 dpt (Raummyopie / Nachtmyopie).

Die Akkommodation wird reflektorisch von der Konvergenzstellung beider Augen und einer Pupillenverengung (Naheinstellungsreaktion) begleitet. Gesteuert werden diese drei Reaktionen von präokzipital gelegenen

Rindenzentren. Von dort aus verlaufen die Akkommodationsimpulse zum Okulomotoriuskerngebiet [10, 41, 51, 53, 54, 60, 76, 82].

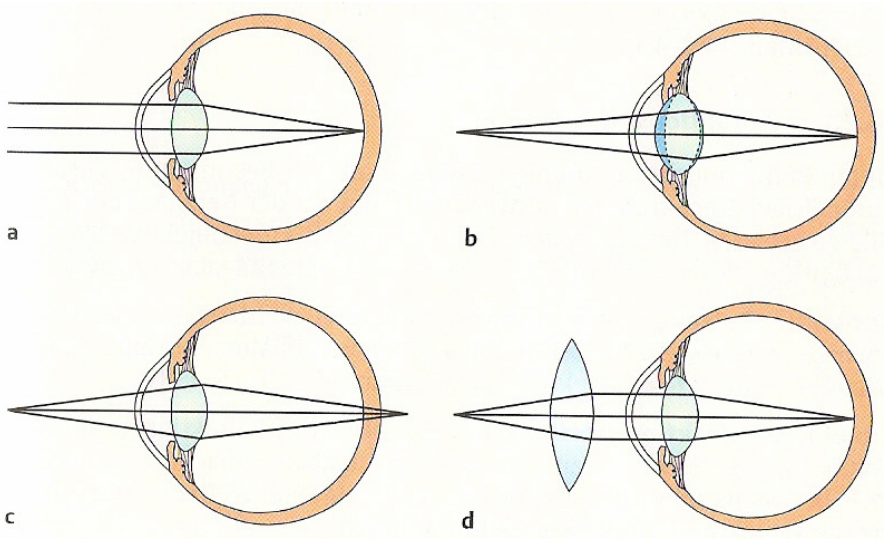

Abbildung 6: Refraktionsverhältnisse des Auges bei Emmetropie: **a** Fernakkommodation, **b** Nahakkommodation, **c** Presbyopie, **d** Korrektur der Presbyopie mit einer Sammellinse [82]

1.5.8. Alternative Akkommodationstheorien:

Entsprechend der Theorie von Helmholtz wird zum heutigen Zeitpunkt die gängige Lehrmeinung vertreten, daß die Verformung der Linse den wesentlichen Anteil der Akkommodation bewirkt.

Allerdings herrscht eine gewisse Uneinigkeit über die Details des Mechanismus der Linsenaufsteilung. Die Schwierigkeiten beruhen darauf, daß die Einzelheiten des Akkommodationsvorgangs am gesunden Menschenauge größtenteils nicht oder nur schwer einzusehen und unmittelbar zu untersuchen sind.

Von einigen Autoren ist über eine Mitwirkung des Glaskörpers bei der Akkommodation spekuliert worden.

Nach der Theorie von R. Schachar vergrößert sich der äquatoriale Durchmesser der Linse beim Vorgang der Akkommodation, da hier im Gegensatz zur allgemein akzeptierten Ansicht der Ziliarmuskel die Linse nach außen zieht. Die Formänderung der Linse geschieht demnach nicht durch die Elastizität der Kapsel, sondern durch Zug des Ziliarmuskels. Diese Krafteinwirkung auf die Linse soll nach Schachar dafür sorgen, daß die Linsenkrümmung im Zentrum der Linse steiler und in der Peripherie flacher wird [34, 118, 119, 143].

1.6. Messung der Akkommodation:

1.6.1. Subjektive Messmethoden:

Im klinischen Alltag werden in der Regel subjektive Tests zur Messung der Akkommodation eingesetzt.

Bei der Annäherungsmethode („Push-Up-Test“) muß der Patient angeben, wann eine Lesetafel nicht mehr scharf gesehen werden kann, während die Tafel nach und nach näher an das Auge herangeführt wird. Das Ergebnis ist abhängig von der subjektiven Bewertung der Schärfe des Netzhautbildes, die beispielsweise von Schärfentiefe, erreichbarer Sehschärfe, Kontrastempfindlichkeit des Auges und Kontrast des Bildes beeinflusst werden kann.
Eine schwach beleuchtete Lesetafel kann einen schwachen Reiz zur Akkommodation darstellen oder die genaue Fokussierung erschweren. Verschiedene Grade der Beleuchtung verändern den Pupillendurchmesser sowie die Schärfentiefe des Auges und beeinflussen so die scheinbare Akkommodationsamplitude.
Messungen durch Annäherung der Lesetafel werden außerdem durch die Änderung der Bildgröße beeinflusst, wenn die Lesetafel näher an das Auge herangebracht wird.

Alternativ dazu kann die subjektive Messung der Akkommodationsamplitude auch mit negativen Probierlinsen vor einem oder beiden Augen durchgeführt werden. Die Linsenstärke wird dabei erhöht, bis die kleinste lesbare Zeile einer Fernlesetafel nicht mehr scharf eingestellt werden kann.
Die Akkommodationsamplitude ist festgelegt durch die stärkste Minuslinse, durch die die kleinste Zeile noch klar lesbar ist. Mit dieser Methode ist es möglich, sogenannte Defokus-Kurven zu erstellen.

Subjektive Methoden, die traditionell zur Messung der Akkommodationsamplitude gebraucht werden, sind häufig ungenau und neigen zur Überschätzung der wahren Akkommodationsamplitude. Häufig kann der Nahvisus durch nichtakkommodative optische Kompensation verbessert werden.

Multifokale Intraokular- oder Kontaktlinsen können Presbyopen auch ohne Akkommodation zu einer brauchbaren funktionellen Nahsehschärfe verhelfen. In ähnlicher Weise bewirken Astigmatismus oder okuläre Abbildungsfehler einen gewissen Grad an Multifokalität des Auges.
Die Fähigkeit, in der Nähe zu lesen, bedeutet nicht, daß tatsächlich Akkommodation stattfindet.
Subjektive Verfahren zur Messung der Akkommodation können nicht zwischen echter Akkommodation und optischer Kompensation differenzieren [74].

1.6.2. Objektive Messmethoden:

Da die Akkommodation auf der Änderung der Brechkraft des Auges beruht, ist sie objektiv messbar. Durch objektive Methoden kann das wahre Maß der akkommodativen Amplitude festgestellt werden.

Die Verwertbarkeit objektiver Messungen hängt von der Genauigkeit sowie vom Messbereich des benutzten Instruments, aber auch von einem geeigneten Stimulus zur Auslösung der maximalen

Akkommodationsamplitude ab. Außerdem ist zu unterscheiden, ob statische Refraktion oder dynamische Akkommodation gemessen wird. Wenn nur eine einzige Messung stattfindet, kann diese den Zeitpunkt der maximalen Akkommodation verpassen.

Die dynamische Stimulationsaberrometrie (DSA), welche in dieser Studie näher untersucht werden soll, kann mit hoher Frequenz messen und den dynamischen Verlauf der Akkommodation graphisch darstellen. Dadurch besteht erstmals die Möglichkeit, objektiv bei binokularer Stimulation die maximale Akkommodationsamplitude genau zu bestimmen.

Alternativ kann eine pharmakologische Stimulation helfen festzustellen, ob überhaupt Akkommodationsfähigkeit vorhanden ist. Allerdings ist diese Methode kein genaues Maß für die unter Alltagsbedingungen maximal erreichbare Akkommodationsamplitude.

1.7. Brechung von Licht:

Brechung von Licht tritt dann auf, wenn das Licht von einem Medium (zum Beispiel Luft) in ein anderes Medium (zum Beispiel Wasser oder Gas) übergeht.
Die Brechung des Lichtes ist bei unterschiedlicher Wellenlänge verschieden stark [82].

1.7.1. Die Brechkraft des Auges:

Durch die Brechung der Lichtstrahlen an den gekrümmten Flächen des Auges wie z.B. Hornhaut und Linse entsteht auf der Netzhaut ein Bild. Um ein scharfes Bild zu erzeugen, müssen sich alle Strahlen, die von einem bestimmten Punkt eines Gegenstandes ausgehen, auf der Netzhaut wieder punktförmig vereinigen.
Der optische Apparat unseres Auges wirkt also wie eine Sammellinse. Je stärker die Linse gekrümmt (gewölbt) ist, umso kräftiger werden die einfallenden Strahlen gebrochen (Brechkraft nimmt zu) und umso kürzer ist ihre Brennweite. Beim Nahsehen (Nahakkommodation) muß die Brechung verstärkt werden, beim Sehen in die Ferne (Fernakkommodation) ist eine geringere Brechkraft nötig – die Linse flacht sich ab.

Die Gesamtbrechkraft eines normalsichtigen Auges beträgt maximal ca. 63 dpt bei einer Achsenlänge des Bulbus von 23,5 mm. Davon entfallen 43 dpt auf die Hornhaut und ca. 10 bis 20 dpt auf die Linse, entsprechend des Akkommodationszustandes.
Aus optischen Gründen ist es jedoch nicht möglich, diese beiden Brechkräfte einfach zu addieren – zum einen wegen der unterschiedlichen optischen Medien, die das Linsensystems des Auges umgeben, zum anderen wegen des Abstandes von Linse zu Hornhaut [10, 60, 70, 82].

1.7.2. Brechkraft – physikalisch:

Definition:

Die Brechkraft (D, gemessen in Dioptrien = dpt) eines optischen Systems entspricht dem reziproken Wert der Brennweite einer Linse (f, gemessen in m).

Daraus ergibt sich:

$$D = \frac{1}{f}$$

Nach dem Brechungsgesetz von Snellius wird ein Lichtstrahl abhängig vom Einfallswinkel und von den unterschiedlichen Brechungsindizes n der jeweiligen Medien gebrochen.

Tabelle 1: Brechungsindizes der optischen Medien am Auge [82]

Medium	Brechungsindex "n"
Vakuum	1,0
Luft	1,0003
Wasser	1,333
Kammerwasser und Glaskörper	1,336
Cornea	1,376
Linse	~ 1,4

Im Rahmen des Alterungsprozesses kommt es im Verlauf des Lebens zu einem zunehmenden Elastizitätsverlust der Linse und folglich zu einer Reduktion der Akkommodationsfähigkeit des Auges. Durch die Abnahme der Akkommodationsbreite kommt es zur Alterssichtigkeit (Presbyopie). Hierbei ist das Sehen in die Ferne ungestört, zum Nahsehen (z.B. Lesen) muß jedoch eine Brille mit einer Sammellinse verwendet werden [19, 20, 33, 35].

1.8. Refraktion – Emmetropie und Ametropie:

Als Refraktion bezeichnet man das Verhältnis der Brechkraft von Linse und Hornhaut (brechende Medien) zur Achsenlänge des Bulbus. Hierbei unterschiedet man Emmetropie (= Rechtsichtigkeit) und Ametropie (= Fehlsichtigkeit).

1.8.1. Emmetropie:

Bei der Emmetropie ist das Verhältnis zwischen Achsenlänge des Bulbus und Brechkraft von Hornhaut und Linse ausgeglichen. Somit vereinigen sich parallel ins Auge einfallende Strahlen in einem Brennpunkt auf der Retina und nicht vor oder hinter der Netzhaut, wie es bei der Ametropie der Fall ist.

1.8.2. Ametropie:

Bei der Ametropie besteht ein Missverhältnis zwischen Achsenlänge des Bulbus und Brechkraft von Linse und Hornhaut. Dabei kann zwischen einer Achsenametropie (häufiger) und einer Brechungsametropie (seltener) unterscheiden werden. Bei der Achsenametropie ist die Brechkraft normal und die Achsenlänge verändert. Im Gegensatz dazu ist bei der Brechungsamteropie die Brechkraft pathologisch bei normaler Achsenlänge.
Am häufigsten findet man die Myopie (Kurzsichtigekit), die Hyperopie (Weitsichtigekit) und den Astigmatismus (Hornhautverkrümmung) [10, 60, 70, 82].

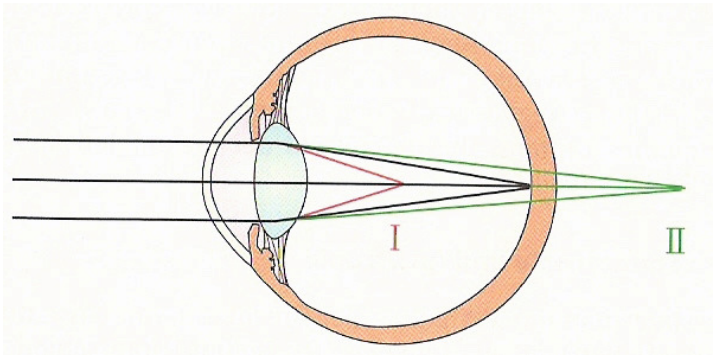

Abbildung 7: Brennpunkte bei Emmetropie (schwarze Linien) und Ametropie: I bei Myopie (rote Linien), II bei Hyperopie (grüne Linien) [82]

1.8.3. Myopie:

Definition:

Myopie (= Kurzsichtigkeit) bedeutet ein Missverhältnis zwischen Brechkraft und Achsenlänge des Auges, d.h. parallel einfallende Lichtstrahlen haben einen Brennpunkt vor der Netzhaut.

Bei Myopen entsteht durch diese Gegebenheit beim Blick in die Ferne ein unscharfes Bild auf der Netzhaut. Scharf abbilden kann das myope Auge nur Gegenstände, die aus kurzer Entfernung betrachtet werden und vom Objekt bis zum Auge einen divergenten Strahlengang aufweisen. Im Rahmen der Myopie liegt der Fernpunkt nicht wie bei einem Emmetropen im Unendlichen, sondern nah am Auge, d.h. bei einer Myopie von -1 dpt liegt der Fernpunkt bei einem Meter.

Bei der Myopie lässt sich der Fernpunkt (Abstand vom Auge = A) nach folgender Formel berechnen. Hierbei entspricht D der vorliegenden Myopie in Dioptrien:

$$A\ (m) = \frac{1}{D}$$

Ursache für eine Achsenmyopie ist ein zu langes Auge bei normaler Brechkraft. Ein Millimeter Bulbuslängendifferenz zum Normalauge entspricht einem Brechkraftunterschied von ca. 3 dpt.

Seltener kommt es auch zu einer Brechungsmyopie, wobei eine zu starke Brechkraft bei normal langem Auge vorliegt. Ein Beispiel für eine Brechungsmyopie ist die myopisierende Sklerosierung des Linsenkerns (Katarakt) mit zunehmendem Lebensalter.

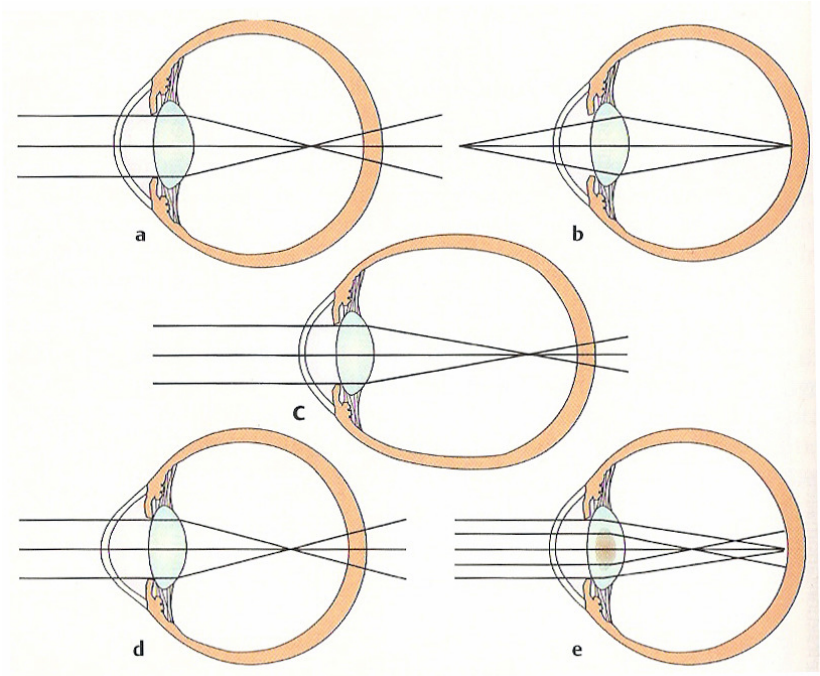

Abbildung 8: Refraktionsverhältnisse bei Myopie: **a** Brennpunkt vor der Netzhaut, **b** nahegelegene Objekte erzeugen ein scharfes Bild, **c** Achsenmyopie, **d** Brechungsmyopie, **e** Kernkatarakt [82]

Die Myopie wird mit Zerstreuungslinsen (Minusgläser = Konkavgläser) behandelt, um die zu starke Brechkraft der brechenden Medien abzuschwächen.

Myope Patienten sind häufig „akkommodationsfaul“ (atrophischer Ziliarmuskel). Deswegen wird eine sehr geringe Unterkorrektur oft besser akzeptiert als ein gestochen scharfes Bild bei einer nur minimalen Überkorrektion [10, 60, 70, 82].

1.8.4. Hyperopie:

Definition:

Bei der Hyperopie (= Weitsichtigkeit) besteht ein Missverhältnis zwischen Brechkraft und Achsenlänge des Auges, so daß der Brennpunkt parallel einfallender Lichtstrahlen hinter der Retina liegt.

Bei Hyperopen liegt der Fernpunkt des Auges virtuell hinter der Netzhaut des Auges. Nur konvergent einfallende Strahlen können sich auf der Netzhaut vereinigen. Ursache hierfür ist ein zu kurzes Auge bei normaler Brechkraft (Achsenhyperopie). Selten kommt es auch zu einer Brechungshyperopie. In diesem Fall liegt eine zu geringe Brechkraft bei normaler Bulbuslänge des Auges vor.

Um den Brennpunkt im Rahmen der Hyperopie auf die Netzhaut zu verlagern, muß der Weitsichtige bereits beim Blick in die Ferne akkommodieren. Daher kann das hyperope Auge beim Sehen im Nahbereich nicht weiter akkommodieren und nahe Gegenstände bleiben somit unscharf. Da die Akkommodation mit der Konvergenzbewegung gekoppelt ist, kann durch diesen Vorgang ein Einwärtsschielen hervorgerufen werden (Strabismus convergens accommodativus).

Bei der Hyperopie muß die fehlende Brechkraft durch Sammellinsen (Plusgläser = Konvexgläser) korrigiert werden. Durch diese sphärischen Plusgläser vereinigen sich parallel einfallende Strahlen hinter der Linse in einem Brennpunkt. Bei Plusgläsern ist die Brechkraft (D) positiv und ergibt sich aus der Formel 1 / f (f = Brennweite in m) [10, 60, 70, 82].

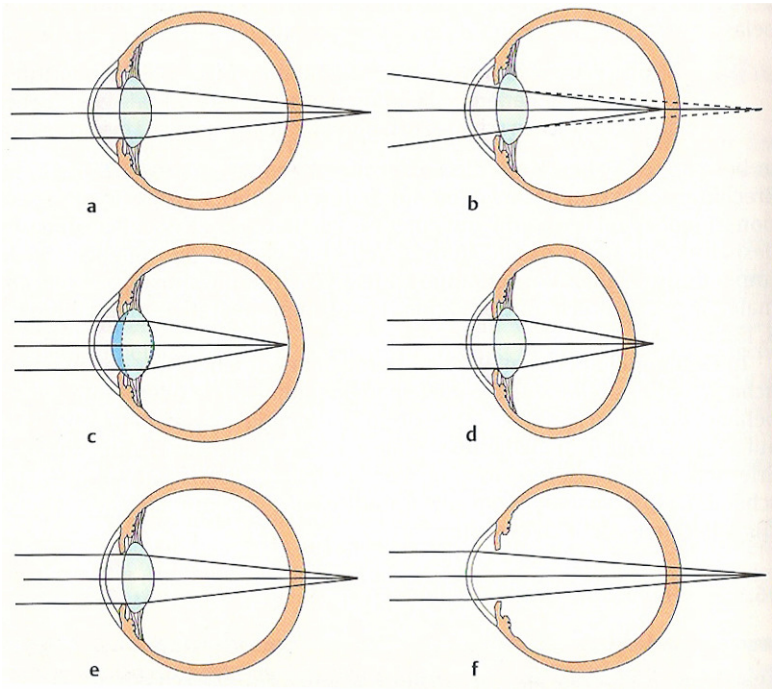

Abbildung 9: Refraktionsverhältnisse bei Hyperopie: **a** Brennpunkt hinter der Netzhaut, **b** ferne Objekte erzeugen ein scharfes Bild, **c** Akkommodation beim Blick in die Ferne, **d** Achsenhyperopie, **e** Brechungshyperopie, **f** Aphakie [82]

1.8.5. Astigmatismus:

Definition:

Beim Astigmatismus (= Hornhautverkrümmung / Stabsichtigkeit) besteht eine Krümmungsanomalie der brechenden Medien, so daß parallel einfallende Lichtstrahlen nicht zu einem Punkt vereinigt, sondern strich- bzw. stabförmig auf der Netzhaut abgebildet werden.

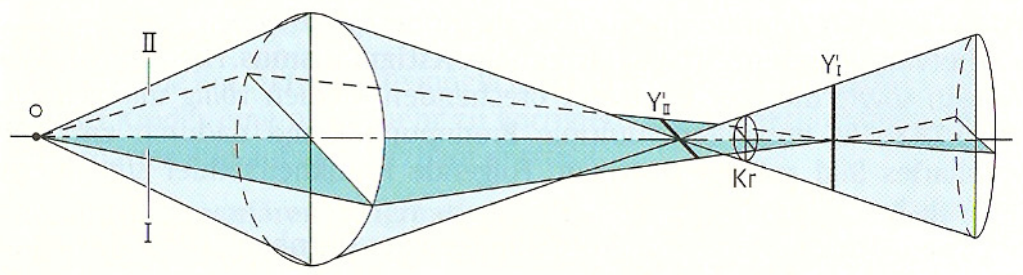

Abbildung 10: Abbildung bei astigmatischer Hornhaut [82]

Die brechenden Medien des astigmatischen Auges, besonders die Hornhautoberfläche, sind nicht sphärisch (kugelförmig) geformt, sondern brechen in einem Meridian (Hauptschnitt) anders als in dem dazu senkrechten Meridian. Somit variiert die Brechkraft innerhalb der brechenden Fläche. Aus diesem Grund existieren beim Astigmatismus zwei Brennpunkte und eine Objektabbildung in einem Brennpunkt ist unmöglich (Brennpunktlosigkeit).

Der Gesamtastigmatismus des Auges setzt sich aus den Einzelastigmatismen der brechenden Medien zusammen:

- Hornhautvorderfläche,
- Hornhautrückfläche,
- Linsenvorderfläche sowie
- Linsenrückfläche.

In seltenen Fällen kann auch die Netzhaut bei einer nicht sphärischen Wölbung zum Astigmatismus beitragen.

Man unterscheidet einen regulären und einen irregulären Astigmatismus. Bei einem regulären Astigmatismus besteht eine ungleiche Brechkraft in zwei aufeinander senkrecht stehenden Meridianen.

Das Ziel bei der Korrektur eines regulären Astigmatismus ist es, die Brennlinien der zwei Hauptmeridiane zu einem Brennpunkt zu vereinen. Dazu müssen spezielle Zylindergläser verwendet werden, welche Lichtstrahlen in nur einer Ebene brechen. Eine Kombination von Zylindergläsern mit spährischen Gläsern (das Licht in allen Ebenen gleich brechenden Gläsern) ist möglich.

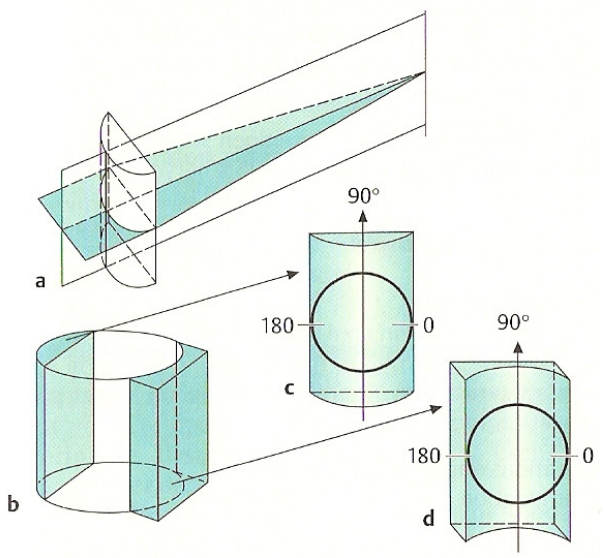

Abbildung 11: Korrektur des regulären Astigmatismus durch Zylindergläser [82]

Im Gegensatz dazu sind beim irregulären Astigmatismus die Wölbungen sowie die Brechkraft der brechenden Medien völlig unregelmäßig. Dadurch entstehen multiple Brennpunkte, wodurch es zu einem völlig unscharfen Bild auf der Netzhaut kommt. Ursache hierfür können zum Beispiel Hornhautnarben sein.

Einen irregulären Astigmatismus kann man nicht durch eine Brille korrigieren, gegebenenfalls ist eine Sehverbesserung durch eine Kontaktlinse möglich [10, 60, 70, 82].

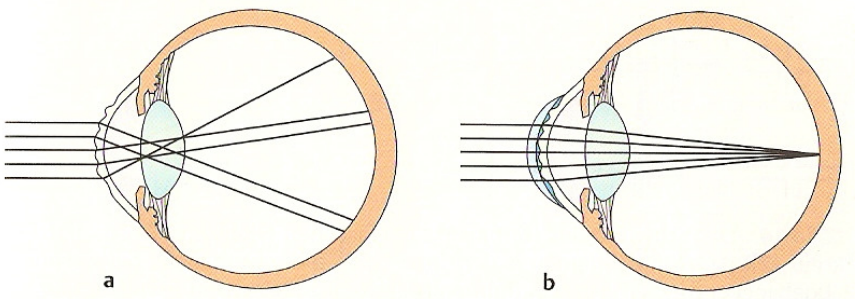

Abbildung 12: Irregulärer Hornhautastigmatismus: **a** multiple Brennpunkte, **b** Korrektur mit formstabiler Kontaktlinse [82]

1.9. Presbyopie:

Definition:

Die Presbyopie (Alterssichtigkeit) ist der allmähliche, altersbedingte Verlust des Naheinstellungsvermögens (Akkommodation) der Augen und stellt beim Menschen die häufigste Sehbeeinträchtigung dar. Der Presbyopie unterliegen ausnahmslos alle Menschen, die das entsprechende Alter erreichen [10, 60, 70, 82].

1.9.1. Verlauf der Presbyopieentwicklung:

Der Abnahme der Akkommodationsfähigkeit beginnt bereits im Alter von 10 bis 12 Jahren. Kinder haben eine Akkommodationsamplitude von bis zu 15 dpt, bei Jugendlichen beträgt sie noch ca. 10 dpt. Im 2. und 3. Lebensjahrzehnt beschleunigt sich der Rückgang der Akkommodationsbreite. Bis zum Alter von 35 Jahren sind bereits etwa zwei Drittel der ursprünglichen Akkommodationsfähigkeit verloren gegangen. Mit dem Beginn des 60. Lebensjahres kommt die Fähigkeit zur akkommodativen Refraktionsänderung schließlich vollständig zum Erliegen [17, 42, 91].

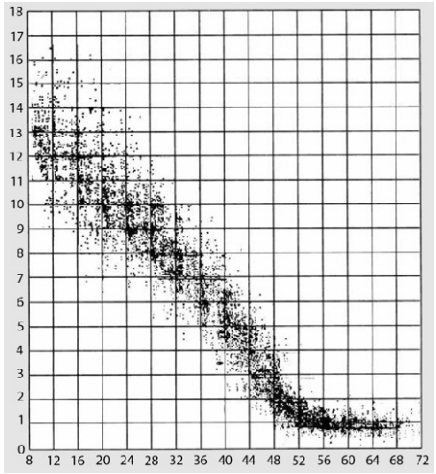

Abbildung 13: Abnahme der maximalen Akkommodationsbreite mit zunehmendem Lebensalter [11]

1.9.2. Ätiologie der Presbyopie:

Die Presbyopie wird als Folge altersbedingter Veränderungen im Akkommodationsapparat des Auges angesehen. Der Akkommodationsapparat besteht aus vielen Einzelkomponenten und verschiedenartigen Geweben, die bei der Akkommodation in einem komplexen Zusammenspiel stehen und von der Alterung in unterschiedlichem Maße betroffen sind [56, 58, 59, 67].

Man kann die Theorien über die Ursache der Presbyopie in zwei Gruppen einteilen:

1. lentikulärer Ursprung → Ursache der Presbyopie in der Linse und

2. extralentikulärer Ursprung → Ursache in anderen Teilen des Akkommodationsapparates.

Die lentikulären Theorien machen sowohl die mechanischen Eigenschaften der Linsensubstanz bzw. der Linsenkapsel als auch eine veränderte Krafteinwirkung auf die Linse wegen des Linsenwachstums für die Abnahme der Akkommodationsfähigkeit verantwortlich (Theorie nach Hess und Gullstrand).
Die Fähigkeit der menschlichen Linse zur Formveränderung bei mechanischer Dehnung nimmt bis zum Alter von 60 Jahren kontinuierlich ab. Nach diesem Zeitpunkt tritt überhaupt keine Änderung mehr auf (bereits 1937 durch Fincham beschrieben) [49, 50, 55].

Die extralentikulären Theorien beruhen auf der Annahme, daß die Linse ihre prinzipielle Fähigkeit zur Fokusänderung behält und daß die Hauptursache der Presbyopie im altersbedingten Verlust der Kontraktilität des Ziliarmuskels bzw. der verminderten Elastizität der elastischen Komponenten der Zonula oder des Ziliarkörpers zu finden ist.
Die geometrisch-optischen Veränderungen der Linse bei der Akkommodation werden nach dieser Theorie durch die anteroaxiale Muskelbewegung

hervorgerufen. Ein Verlust an Ziliarkörperbeweglichkeit spielt bei der Pathophysiologie der Presbyopie ebenso eine Rolle wie die Einschränkung der Ziliarmuskelbeweglichkeit. Sogar Altersveränderungen des Glaskörpers sind möglicherweise an der Presbyopieentwicklung beteiligt [50, 102].

Die Presbyopie beruht auf einer Sklerosierung und einer Vergrößerung des Linsenkerns, welche bereits im jugendlichen Alter beginnen. Die Elastizität der Linsenkapsel nimmt dadurch im Laufe des Lebens ab und mit ihr die Fähigkeit der Linse, eine Kugelform anzunehmen. Der Nahpunkt rückt somit immer weiter in die Ferne und die Akkommodationsbreite sinkt folglich im Laufe des Lebens. Im Alter von 60 Jahren ist eine Akkommodation kaum noch möglich [10, 108, 109].

Zusammenfassend läßt sich somit sagen, daß der 1855 von Helmholtz formulierte Akkommodationsmechanismus in allen wesentlichen Punkten experimentell bestätigt worden ist. Die Presbyopie bleibt die am weitesten verbreitete Fehlsichtigkeit. Ursachen und die Details der Presbyopieentwicklung sind noch immer Gegenstand der Diskussion und dem „Spiel von Hypothesen“ (Helmholtz) unterworfen. Zweifelsfrei nachgewiesen sind bisher altersbedingte Veränderungen sowohl der Linse als auch des Ziliarkörpers. Mit großer Wahrscheinlichkeit tragen beide Komponenten zur Presbyopieentwicklung bei und beeinflussen sich auch gegenseitig. Insofern kann man die Presbyopie als multifaktorielles Geschehen betrachten [126, 127, 128, 130, 131, 133, 149, 150].

Beispiel:

Die Akkommodationsbreite bei einem 45-jahrigen Emmetropen beträgt etwa 3 dpt, d.h. sein Nahpunkt liegt 33 cm vor seinen Augen. Daher kann er Gegenstände, die näher als 33 cm vor seinen Augen sind, nicht mehr scharf auf der Netzhaut abbilden. Ab einer Akkommodationsbreite von 3 dpt geben die Betroffenen daher Schwierigkeiten beim Lesen an und halten den Lesetext der besseren Erkennung wegen weiter vom Auge weg.

Beim Hyperopen vereinigen sich parallel einfallende Lichtstrahlen hinter der Netzhaut, d.h. er muß zwecks Selbstkorrektur seines Brechungsfehlers bereits beim Sehen in die Ferne akkommodieren. Deswegen hat er früher Schwierigkeiten beim Sehen in der Nähe als ein Emmetroper und benötigt eher eine Lesekorrektur, sofern er keine vollauskorrigierte Fernbrille trägt.

Ein Myoper mit einer Myopie von z.B. -3,0 dpt benötigt auch im Alter kein Leseglas, da sein Fernpunkt ohnehin bei 33 cm liegt, er also im Nahbereich bis 33 cm alle Gegenstande scharf auf der Netzhaut abbilden kann. Bei größeren Entfernungen allerdings ist ein Myoper auf seine Fernkorrektur angewiesen ist [14].

Therapie:

Die Korrektur der Presbyopie erfolgt mit Sammellinsen. Die Stärke der Nahbrille richtet sich nach dem Alter und der gewünschten Lese- bzw. Arbeitsentfernung [14, 47].

Tabelle 2: Stärke der Nahaddition in Abhängigkeit von Alter und Leseentfernung [14, 60, 75]

Alter in Jahren	**ungefähre Nahaddition in dpt**	
	33 cm Leseabstand	***40 cm Leseabstand***
45	1,0	0,75
48	1,5	1,0
50	2,0	1,5
55	2,25	1,75
60	2,5	2,0
70	3,0	2,5

1.10. Wellenfrontanalyse – Aberrometrie:

Die Wellenfrontanalyse hat sich in den vergangenen Jahren von einer Laboranwendung zu einer ophthalmologischen Untersuchungsmethode entwickelt. Dennoch ist die Aberrometrie noch kein klinisches Routineverfahren und die Interpretation der Ergebnisse ungewohnt. Für viele Anwender ist die Messung des Wellenfrontfehlers eher ein Teil der Vorbereitung eines wellenfrontgeführten Laserkorrekturverfahrens als eine eigenständige Untersuchungsmethode [22].

In dieser Studie wird erstmals ein dynamisches Stimulationsaberrometer (DSA) zur objektiven Messung der Akkommodationsleistung eingesetzt.

1.10.1. Grundlagen der Aberrometrie:

Das menschliche Auge ist kein perfektes optisches System. Bereits in den 60er-Jahren des 19. Jahrhunderts hat Hermann v. Helmholtz diesen Umstand erkannt [65].

1.10.2. Optische Aberrationen – Abbildungsfehler:

Unter Abbildungsfehlern bzw. Aberrationen versteht man in der Optik Abweichungen von der idealen optischen Abbildung, wodurch ein unscharfes oder auch verzerrtes Bild erzeugt wird. Das Wort Aberration stammt aus dem Lateinischen und bedeutet wörtlich „von dem richtigen Weg abwandern“ („ab“ = von, und „errare“ = umherirren).

Bei dem Ausgleich eines refraktiven Fehlers am Auge denkt man im Allgemeinen zuerst an die Anpassung einer Brille oder einer Kontaktlinse. Mit diesen Hilfsmitteln läßt sich die Brechkraft des Auges in der Regel ausreichend genau korrigieren. Dabei werden die Werte von Sphäre (Myopie, Hyperopie) und Zylinder (Astigmatismus) ausgeglichen. Nach einer

bestmöglichen Korrektur dieser refraktiven Fehler wird allerdings nicht in jedem Fall mit der entsprechenden Sehhilfe ein Maximum an Sehschärfe erreicht.

Mit einer Brille bzw. mit Kontaktlinsen werden nur die Sphäre sowie der Zylinder und dessen Achsenlage korrigiert. Neben Sphäre und Zylinder gibt es aber auch noch zusätzliche refraktive Fehler. Diese refraktiven Fehler werden als Aberrationen höherer Ordnung bezeichnet und werden im Normalfall sowohl vom Fehlsichtigen als auch vom Normalsichtigen nicht bewußt wahrgenommen, da die herkömmliche Sehschärfe durch sie nur gering beeinträchtigt wird.

Optische Aberrationen am menschlichen Auge konnten bis vor einiger Zeit nicht objektiv gemessen werden, ebenso war eine Korrektur nicht möglich. Folglich waren die Auswirkungen solcher Aberrationen auf die Sehfunktion weitgehend unbekannt [10, 60, 70, 82].

In den letzten Jahren sind Methoden entwickelt worden, um diese Aberrationen höherer Ordnung zu erforschen. Seit geraumer Zeit kann man mit Hilfe von modernen diagnostischen Untersuchungsmethoden Aberrationen höherer Ordnung objektiv messen und beurteilen. Diese Geräte werden als Aberrometer bezeichnet und arbeiten mit verschiedenen Verfahren. Aberrometer werten eine sogenannte Wellenfront aus, die aus dem Auge emittiert wird. Bei einem idealen Auge würde diese Wellenfront eine plane Fläche darstellen. Im Gegensatz dazu produzieren nicht ideale Augen eine Art topografische Karte der gesamten Brechkraft des Auges.

Im Rahmen der VSIA Taskforce wurden von führenden Experten Kriterien und Definitionen für die Beschreibung von Aberrationen sowie geeignete Meßverfahren hierfür festgelegt. Erst hierdurch ist es möglich, verschiedene Meßmethoden international objektiv zu vergleichen. Dazu wurden sogenannte OSA-Standards formuliert [8, 26, 117, 121, 124, 135, 136, 137].

Aberrationen und deren optischen Phänomene werden auch unter dem Begriff monochromatische Aberrationen zusammengefaßt. Das bedeutet, daß die von einer punktförmigen Lichtquelle ausgehenden parallelen Lichtstrahlen einer bestimmten Wellenlänge beim Durchgang durch eine angenommene sphärische Optik mit einheitlichem Brechungsindex unterschiedlich stark gebrochen werden. Dabei konvergieren diese Strahlen nicht in einem einzigen Fokus, der beim menschlichen Auge idealerweise auf der Netzhaut liegt, sondern in einem kleinen Unschärfebereich. Eine ideale sphärische Linse, bei der sich alle Strahlen in einem Fokus nach dem Passieren der Optik vereinigen, ist allerdings für das menschliche Auge nicht realisierbar [64, 65].
Die achsfernen Randstrahlen werden stärker gebrochen als die achsnahen Strahlen. Diese unterschiedliche Brechung wird auch sphärische Aberration genannt. Weitere wichtige Aberrationen sind die Coma-Aberrationen. Diese kommen durch die Entstehung eines schiefen Lichtbündels zustande, auf Grund einer vertikalen oder horizontalen Verschiebung optisch wirksamer Grenzflächen [69, 144].

1.10.3. Das Konzept des Wellenfrontfehlers:

Ein perfektes optisches System bildet ein punktformiges Objekt als Punkt ab. Da eine Wellenfront immer 90° zum einzelnen Lichtstrahl steht und dementsprechend von der Richtung der Lichtstrahlen abhängig ist, nimmt sie bei Konvergenz der Lichtstrahlen im perfekten Auge eine sphärische Form an.

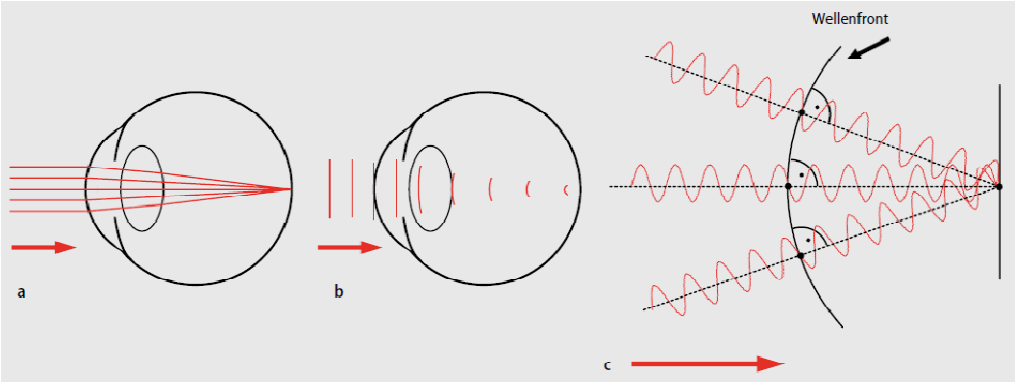

Abbildung 14: Zusammenhang zwischen Lichtstrahl und Wellenfront: **a** Verlauf der Lichtstrahlen in einem auf unendlich fokussierten idealen Auge, **b** Verlauf der Wellenfront im gleichen Auge, **c** die Wellenfront steht immer 90° zum einzelnen Lichtstrahl [22]

Alle Abweichungen von einer perfekten Optik sind durch Abweichungen von der idealen Wellenfront gekennzeichnet. Diese Abweichungen werden in ihrer Gesamtheit Wellenfrontfehler oder Wellenfrontdeformation genannt. Einzelne charakteristische Abbildungsfehler werden typischerweise als Wellenfrontaberrationen bezeichnet.

Im Gegensatz zur Wellenfront im perfekten Auge ist die Wellenfront im myopen Auge stärker gekrümmt, da die Lichtstrahlen hier stärker konvergieren. Im hyperopen Auge ist dies erwartungsgemäß umgekehrt: Hier ist die Wellenfront schwächer als die ideale Wellenfront gekrümmt.

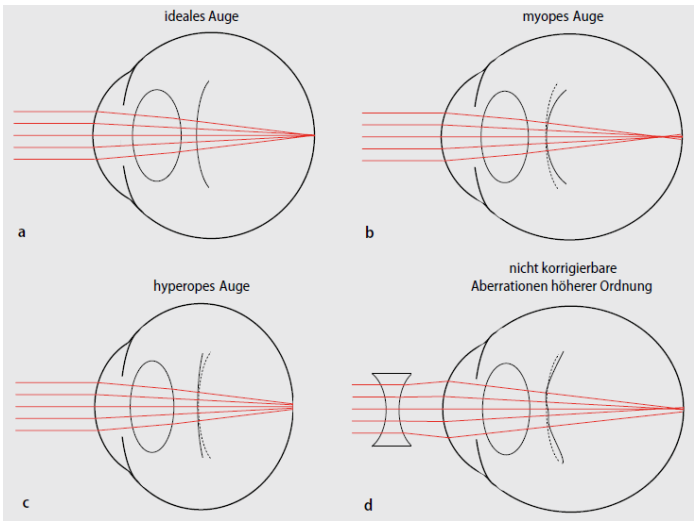

Abbildung 15: Lichtstrahlen und Wellenfront bei Fehlsichtigkeiten [22]

Allgemein unterscheidet man Aberrationen niedriger Ordnung und Aberrationen höherer Ordnung. Zu den Aberrationen niedriger Ordnung gehören Prisma, Sphäre (Defokus) und Zylinder (Astigmatismus), zu den Aberrationen höherer Ordnung zählen z.B. komaähnliche und sphärischähnliche Aberrationen. Andere Aberrationen werden als Dreiblatt („Trefoil“ = Dreiwelligkeit) und Vierblatt („Quatrefoil“ = Vierwelligkeit) bezeichnet oder auch als kleeblattförmige Aberrationen. Allgemein faßt man diese Abbildungsfehler als Aberrationen höherer Ordnung zusammen.

Des Weiteren kann zwischen symmetrischen bzw. rotationssymmetrischen Aberrationen und asymmetrischen oder nichtrotationssymmetrischen Aberrationen unterschieden werden. Unter den symmetrischen Aberrationen versteht man alle Fehler sphärischer Art, während die asymmetrischen Aberrationen eine Zusammenfassung aller komaähnlichen Aberrationen sind.

Optisch wirksame Linsen wie zum Beispiel Brillengläser aber auch die Linse des menschlichen Auges haben eine Reihe von optischen Mängeln. Bei diesen Mängeln handelt es sich nicht um Materialfehler, da diese durch die physikalischen Gesetze verursacht werden. Diese optischen Mängel werden auch als Abbildungsfehler bzw. Aberrationen bezeichnet.

Die wichtigsten Aberrationen höherer Ordnung, also Abbildungsfehler, die sich nicht durch sphärische oder zylindrische Gläser ausgleichen lassen, sind Coma und sphärische Aberration.

Bei der Coma (von gr.: Haar, Schweif; vgl. „Komet“) handelt es sich um eine asymmetrische Verteilung des Brechwertes entlang einer durch das Pupillenzentrum verlaufenden Achse. Entsprechend ist die Wellenfront auch asymmetrisch gekrümmt.

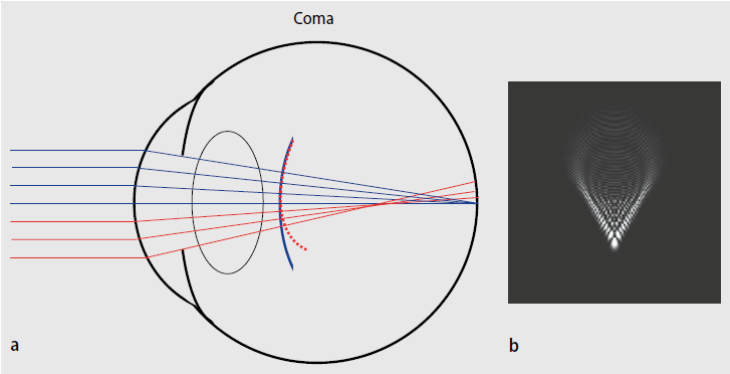

Abbildung 16: Coma [22]

Der zweite wichtige Abbildungsfehler höherer Ordnung ist die sphärische Aberration. Diese Aberration ist durch eine rotationssymmetrisch verteilte Abweichung der Brechkraft der peripheren von der zentralen Pupille gekennzeichnet (Abb. 17). Einfacher ausgedrückt bedeutet dies: Die Peripherie ist „myoper“ (Abb. 17) oder „hyperoper“ als das Zentrum.
Somit versteht man unter sphärischer Aberration die Abhängigkeit der Brechkraft vom Ort des auftreffenden Lichtstrahls auf eine Linse.
Lichtstrahlen, die am Rand einer Linse (z.B. Hornhaut, Linse) auftreffen, werden stärker gebrochen als zentral auftreffende Strahlen. Hierdurch entsteht keine punktuelle Abbildung auf der Netzhaut, sondern eine Brennfläche [3, 4, 5, 6, 7, 100, 104, 105, 139, 153].
Allerdings blendet die Iris alle peripher ins Auge einfallenden Lichtstrahlen aus. Bei enger Pupille wird besonders viel Randstrahlung ausgeblendet, so daß die Tiefenschärfe verbessert wird. Eine Pupillenerweiterung hat daher immer eine Sehverschlechterung zur Folge, d.h. die Tiefenschärfe ist wesentlich schlechter [1, 2].

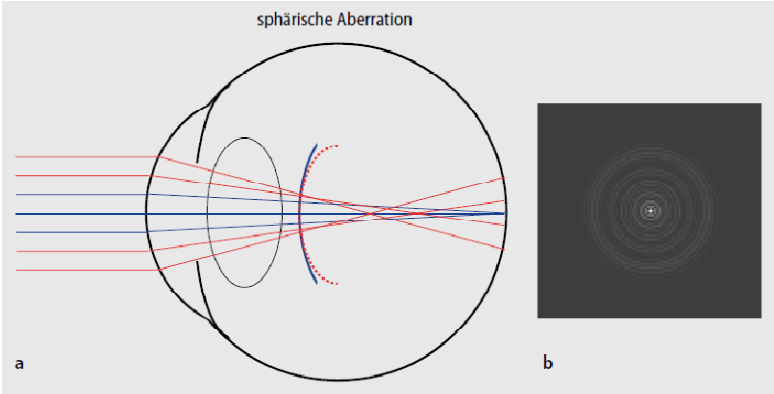

Abbildung 17: Sphärische Aberration [22]

1.10.4. Wirkung von Wellenfrontaberrationen:

Die optische Wirkung von Wellenfrontaberrationen ist stark vom Pupillendurchmesser abhängig und variiert je nach mesopischen bzw. skotopischen Bedingungen: Je größer der Pupillendurchmesser, desto mehr wird die Abbildungsqualität durch Wellenfrontaberrationen beeinflusst (Abb. 18). Je kleiner der Pupillendurchmesser, desto weniger verzeichnen Aberrationen das retinale Bild und desto mehr beeinflusst Beugung die Bildqualität.

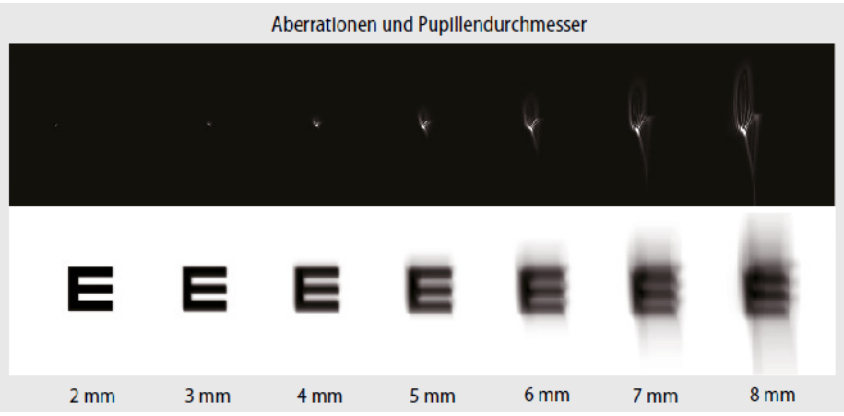

Abbildung 18: Zusammenhang zwischen Pupillendurchmesser und optischer Wirkung von Wellenfrontaberrationen [22]

Wie die obige Abbildung zeigt, sind die Abbildungsfehler bei einer Pupillenweite von 2 bis 3 mm vernachlässigbar klein, so daß sich das Auge, von den Beugungseffekten abgesehen, fast wie ein perfektes optisches System verhält (Mrochen 2001; Wesemann 2004). Im Gegensatz dazu steigen mit zunehmender Pupillengröße die Aberrationen erheblich an. Bereits bei einer Pupillenweite von 3,3 mm treten Aberrationen signifikant in bis zu 50 % der Fälle und bei 4,5 mm Pupillendurchmesser bis zu 98 % der Fälle auf. Diese Aberrationen können zu einer erheblichen Beeinträchtigung des Visus führen [1, 2].

Licht unterschiedlicher Wellenlänge wird unterschiedlich stark gebrochen: Kurzwelliges Licht stärker und langwelliges Licht schwächer. Dieses Phänomen ist als chromatische Aberration bekannt. Daraus folgt, daß in einem gegebenen optischen System die Wellenfrontaberrationen von der Wellenlänge des Lichtes abhängig sind. Deshalb ist bei der Aberrometrie immer die Wellenlänge des zur Messung verwendeten Lichtes zu berücksichtigen. Wellenfrontaberrationen werden daher auch korrekt als monochromatische Aberrationen bezeichnet [7, 8, 9, 29, 81, 83, 89, 92, 93, 112].

1.10.5. Chromatische Aberration (Dispersion):

Die Abhängigkeit der Brechkraft von der Wellenlänge des Lichtes wird als chromatische Aberration bezeichnet.
Normales Licht besteht aus einer unterschiedlichen Mischung von Wellenlängen. Das menschliche Auge ist nicht farbkorrigiert, d.h. kurzwelliges Licht (blau) wird stärker gebrochen als langwelliges Licht (rot). Daher ist bei monochromatischem Licht (= eine Wellenlänge) die Trennschärfe des Auges um 5 – 20 % größer als bei normalem Licht. Dadurch ergibt monochromatisches Licht eine bessere Abbildung auf der Netzhaut [81, 83, 93, 112, 138].

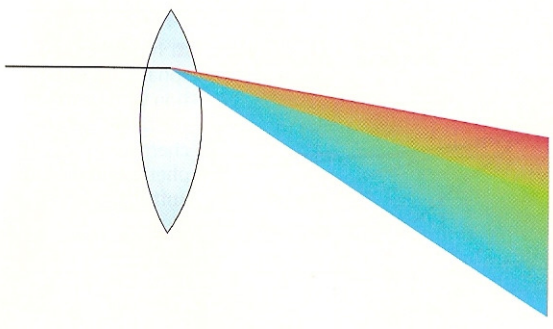

Abbildung 19: Chromatische Aberration [82]

1.10.6. Interpretation aberrometrischer Messungen:

Die Vermessung der Wellenfrontdeformation liefert für jeden untersuchten Datenpunkt (z.B. ein Punkt im Hartmann-Shack-Muster) einen Differenzwert zur idealen Wellenfront. Zur Beschreibung dieser Wellenfrontdeformation werden heute in der Regel die von dem niederländischen Mathematiker und Physiker Frits Zernike formulierten Kreispolynome verwendet (Abb. 20). Mithilfe dieser Funktionen läßt sich ein Wellenfrontfehler durch mathematische Annäherung an die gemessenen Rohdaten rekonstruieren und in einzelne Bestandteile zerlegen (Zernike-Dekomposition). Die einzelnen Funktionen bauen aufeinander auf. Ein zweifaches Indexschema (Z_n^m) ermöglicht eine eindeutige Nomenklatur eines jeden Polynoms. Da es

unendlich viele Zernike-Polynome gibt, kann ein Wellenfrontfehler umso genauer beschrieben werden, je höher die Zahl der verwendeten Zernike-Polynome ist.

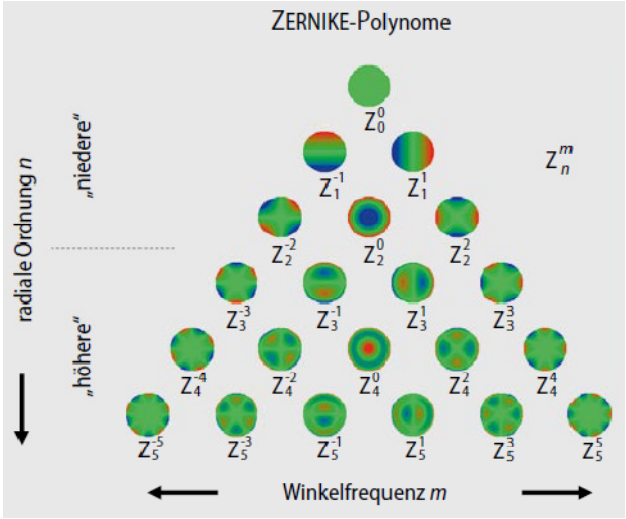

Abbildung 20: Pyramide mit den Zernike-Polynomen der ersten 5 Ordnungen [22]

Für die klinische Praxis werden dennoch meist nur die ersten 20 oder 27 Polynome (2. bis 5. bzw. 6. Ordnung) verwendet. Die Zernike-Methode stellt heute das gebräuchlichste Rekonstruktionsverfahren dar.

Die Aberrationen der 1. und 2. Zernike-Ordnung sind mit Brillengläsern korrigierbar und werden in der Praxis häufig als Aberrationen niederer Ordnung („Lower-Order Aberrations", LOA) bezeichnet. Aberrationen, die durch Zernike-Polynome der 3. und höherer Ordnungen repräsentiert werden, werden demnach Aberrationen höherer Ordnung („Higher-Order Aberrations", HOA) genannt [8, 26, 117, 121, 124, 135, 136, 137, 141].

Die Koeffizienten einer Messung sind nur für den Pupillendurchmesser gültig, der für die Wellenfrontrekonstruktion verwendet wurde. Daher sollte der (Analyse-)Pupillendurchmesser neben der Wellenlänge immer bei Messungen mit angegeben und bei der Interpretation aberrometrischer Messungen berücksichtigt werden [1, 2].

1.10.7. Interaktion von Aberrationen:

Aberrationen niederer und höherer Ordnung können sich in ihrer optischen Wirkung gegenseitig beeinflussen.

1.10.8. Wellenfrontkarte:

Die farbkodierte Darstellung der Wellenfrontdeformation als Funktion des Ortes innerhalb der Pupille wird als Wellenfrontkarte bezeichnet. Die Wellenfrontkarte zeigt übersichtlich, in welchen Bereichen der Pupille die Wellenfront wie stark von der idealen Wellenfront abweicht. Die Einheit der Abweichung der Wellenfront ist in der Regel µm [8, 26, 117, 121, 124, 135, 136, 137].

Eine Wellenfrontkarte entspricht immer nur dem Durchmesser der (Analyse-)Pupille [1, 2].

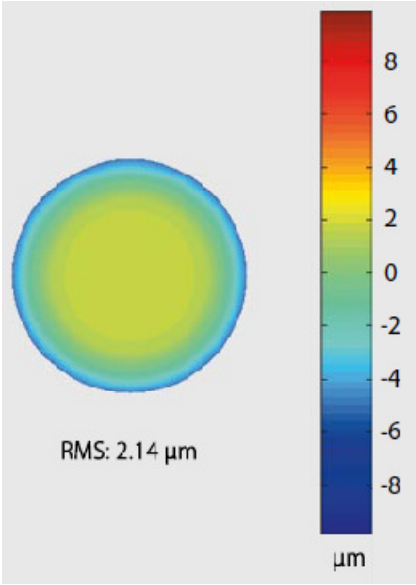

Abbildung 21: Beispiel für eine Wellenfrontkarte [22]

1.10.9. RMS-Werte:

Die wichtigste Anwendung der Wellenfrontanalyse in Klinik und Wissenschaft ist die objektive Beurteilung der Güte des retinalen Bildes. Alle Zernike-Koeffizienten einer Messung liefern eine sehr detaillierte Information über den Wellenfrontfehler.
Der RMS-Wert („root mean square“) des gesamten Wellenfrontfehlers beinhaltet die mittlere Abweichung aller Zernike-Koeffizienten von der idealen Wellenfront. Er stellt also die Standardabweichung des Wellenfrontfehlers, angegeben in µm, dar. Je höher der RMS-Wert, umso stärker ist die Wellenfrontdeformation. Der Minimalwert ist 0 und bedeutet eine Übereinstimmung mit einer idealen Wellenfront [7, 16, 117, 121, 124, 135, 136, 137].

Die Messung von Aberrationen in der Ophthalmologie wird heute angewendet, um z.B. im Rahmen der refraktiven Chirurgie präoperativ Wellenfrontfehler zu ermitteln [27].

Dieses zeigt, daß die Aberrationen des menschlichen Auges und deren Untersuchung in Zukunft zunehmend an Bedeutung in der Ophthalmologie gewinnen werden, sowohl im Bereich der Diagnostik als auch der Therapieoptimierung.

Auf diesem Meßprinzip, der Messung der Aberrationen, beruht das von uns in dieser Studie angewendete dynamische Stimulationsaberrometer (DSA). Hiermit ist es erstmals möglich, durch binokulare Stimulation objektiv die Akkommodationsleistung eines Auges zu untersuchen.

2. Pobanden, Material und Methodik:

Diese Studie wurde im klinischen Forschungslabor der Universitäts-Augenklinik am Knappschaftskrankenhaus Bochum-Langendreer, Klinik der Ruhr-Universität Bochum, im Zeitraum von November 2006 bis Dezember 2009 durchgeführt.

2.1. Studiendesign:

Im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen wurden insgesamt 68 Augen von 44 Probanden untersucht. Hierbei handelt es sich um Probanden zwischen 17 und 83 Jahren, sowohl mit phaken als auch mit pseudophaken Augen.
Bei diesen Probanden wurden mit dem dynamischen Stimulations-aberrometer Messungen zur Analyse der Akkommodationsleistung vorgenommen.
Die praktischen Untersuchungen für diese Studie waren im Juni 2008 beendet. Im Dezember 2009 konnte die statistische und theoretische Auswertung der erhobenen Daten abgeschlossen werden.

Alle Probanden wurden zu einem Untersuchungstermin einbestellt und die Akkommodation eines bzw. beider Augen vermessen.

Im Rahmen dieser Studie wurde die Intraobservervariabilität des Akkommodationshubs, d.h. die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei mehrfacher Messung mit dem dynamischen Stimulationsaberrometer (DSA) durch einen Untersucher, sowie die Interobservervariabilität des Akkommodationshubs, d.h. die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei mehrfacher Messung durch zwei Untersucher, analysiert.

Einen Kontrolltermin oder eine zweite Einbestellung zu einer Nachuntersuchung erfolgte nicht.

2.2. Probandenakquise:

Das Kollektiv der Studienteilnehmer generierte sich aus dem Patientenstamm der Universitäts-Augenklinik Bochum sowie aus Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des Knappschaftskrankenhauses Bochum-Langendreer, Klinik der Ruhr-Universität Bochum.

Die Teilnahme aller Probanden an dieser Studie war freiwillig. Eine Aufwandsentschädigung für die Studienteilnahme ist den Probanden nicht ausgehändigt worden.

2.3. Probandenauswahl:

Um den jeweiligen Probanden in diese Studie einschließen zu können und die Einteilung in das entsprechende Probandenkollektiv vorzunehmen, wurden zu Beginn im Rahmen einer ersten ausführlichen Untersuchung folgende Daten erhoben:

- Alter
- Geschlecht
- Vorhandensein von intaktem Binokularsehen mittels Lang Test I und II
- Ausschluß von Augenerkrankungen wie z.B. Amblyopie, Strabismus, Glaukom, trockene bzw. feuchte Maculadegeneration, diabetische Retinopathie, Sicca-Syndrom, Pupillenbewegungsstörungen
- Ermittlung des Linsenstatus, d.h. Vorhandensein der natürlichen, klaren Linse (phak) bzw. einer Kunstlinse (pseudophak)
- Bei Pseudophakie Erfragen des implantierten Linsentyps (sphärisch, torisch, multifokal, akkommodativ)
- Refraktion.

Im Anschluß an das Anamnesegespräch wurde bei den Probanden an beiden Augen eine Spaltlampenuntersuchung und Funduskopie zur Verifikation der erhobenen Daten durch einen Augenarzt durchgeführt. Danach erfolgte die Einteilung des Probanden in das entsprechende Kollektiv durch die Untersucher nach einem Randomisationsschema.

2.4. Gruppeneinteilung:

Insgesamt wurden im Rahmen dieser Studie zwei große Untersuchungsgruppen gebildet:

1. Gruppe zur Analyse der Intraobservervariabilität und
2. Gruppe zur Analyse der Interobservervariabilität.

In diesen beiden Gruppen wurden jeweils zusätzlich zwei Untergruppen generiert, d.h. es wurde zwischen phaken und pseudophaken Augen innerhalb der beiden Hauptgruppen unterschieden.

2.5. Studienprotokoll:

Zu Beginn dieser Studie hatten wir uns als Ziel gesetzt, folgende Anzahl von Probanden in den entsprechenden Gruppen zu untersuchen:

- **Untersuchung der Intraobservervariabilität:**
  - 20 gesunde, phake Augen
  - 8 pseudophake Augen
- **Untersuchung der Interobservervariabilität:**
  - 20 gesunde, phake Augen
  - 8 pseudophake Augen.

2.6. Ein- und Ausschlußkriterien:

Für den Einschluß der phaken bzw. pseudophaken Augen in diese Studie wurde jeweils ein bestimmter Refraktionsbereich festgelegt:

- **Phake Augen:**
  - Sphäre: zwischen +2,0 dpt und – 2,0 dpt
  - Astigmatismus: maximal – 1,75 dpt

- **Pseudophake Augen:**
  - Sphäre: zwischen +4,0 dpt und – 3,5 dpt
  - Astigmatismus: maximal – 3,0 dpt.

Würde man den Refraktionsbereich innerhalb der Studiengruppen weiter ausdehnen, wäre nur eine geringe Akkommodationsleistung bei der Messung mit dem dynamischen Stimulationsaberromneter zu erwarten. Aus diesem Grund haben wir uns für oben aufgeführte Bereiche entschieden. Alle an der Studie teilnehmenden Probanden entsprechen diesen Kriterien.

Um das Meßergebnis zusätzlich nicht negativ zu beeinflussen, haben nur augengesunde Probanden an dieser Untersuchung teilgenommen.

Bei den pseudophaken Augen konnten Probanden sowohl mit monofokalen als auch mit multifokalen Intraokularlinsen eingeschlossen werden.

Zu Beginn dieser Studie war geplant, auch Untersuchungen an Patienten mit potentiell akkommodierenden Linsen durchzuführen. Allerdings konnte im Untersuchungszeitraum dieser Studie kein entsprechender Proband akquiriert werden. Gerade in diesem Fall wäre die objektive Untersuchung des Akkommodationshubs von Interesse gewesen, um diesen letztlich mit der Akkommodationsleistung einer natürlichen Linse zu vergleichen.

Jeder Proband wurde vor Studieneinschluß ausführlich über den Studienablauf und das Studienziel aufgeklärt. Ein Abbruch der Studienteilnahme war zu jedem Zeitpunkt möglich.

Sämtliche in dieser Studie durchgeführten Untersuchungen sind absolut unschädlich für den Probanden und nicht invasiv. Des Weiteren wurden im Rahmen der Untersuchungen keine Medikamente bzw. Augentropfen appliziert.

Nach der Untersuchung mittels dynamischer Stimulationsaberrometrie bestanden daher keine Einschränkungen für den Probanden zur aktiven Teilnahme am Alltag, z.B. beim Autofahren.

2.7. Prinzip der Aberrometrie:

In den letzten Jahren wurden unterschiedliche Systeme für die Wellenfrontmessung eingesetzt. Dabei wird entweder ein Muster auf die Netzhaut projiziert und der Wellenfrontfehler aus der Deformation dieses Musters im Netzhautbild direkt abgeleitet (Tscherning-Aberrometer, „ray tracing“, dynamische Skiaskopie) oder die Wellenfrontanalyse auf der Basis des zurückfallenden Lichtes erstellt (Hartmann-Shack-Sensor) [23, 24, 25, 28, 71, 115].

2.7.1. Hartmann-Shack-Sensor:

Der Hartmann-Shack-Sensor ist das gebräuchlichste Aberrometer. Ein mit einem Laser auf der Netzhaut erzeugter Lichtpunkt gilt als „Objekt“ für das Aberrometer. Das von diesem Lichtpunkt ausgehende Licht wird durch eine Mikrolinsenmatrix in ein Punktmuster aufgeteilt und das entstandene Bild von einer CCD-Kamera aufgefangen. Bei einer perfekten Optik und einer planen Wellenfront besteht zwischen den einzelnen Punkten ein regelmäßiger Abstand. Aus der Abweichung der tatsächlichen Lage der Punkte beim CCD-

Bild kann der Wellenfrontfehler des Auges rekonstruiert werden [31, 66, 84, 87, 94, 101, 107].

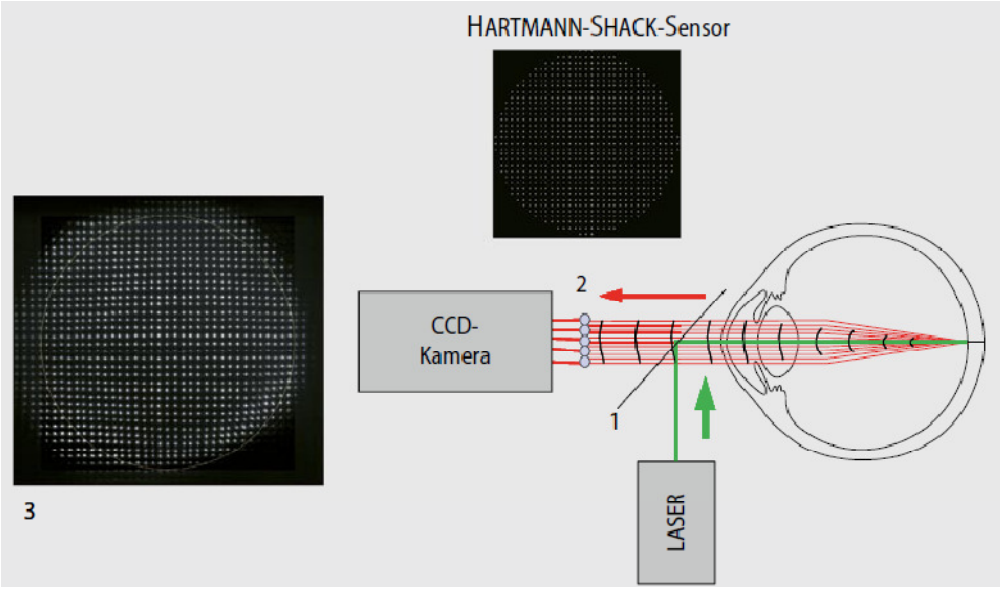

Abbildung 22: Prinzip des Hartmann-Shack-Sensors [22]

2.7.2. Aberrometrie als Momentaufnahme:

Wie bei allen empfindlichen biometrischen Messungen handelt es sich bei einer aberrometrischen Messung um eine Momentaufnahme, die Fluktuationen unterliegt.
Messwerte sollten deswegen immer aus einem Durchschnittswert aus mehreren Einzelmessungen gebildet werden, unplausible Messungen (Ausreißer) sollten ausgeschlossen werden [80, 103, 154].

2.7.3. Beeinflussung des Wellenfrontfehlers durch den Tränenfilm:

Die Messung mit einem Aberrometer sollte grundsätzlich zügig nach einem Lidschlag erfolgen, um Tränenfilmaufrisse und dadurch bedingte falsch-hohe Messwerte zu vermeiden [73, 95, 96, 97, 98, 99].

2.7.4. Aberrometrie des menschlichen Auges:

Vor einigen Jahren ist die Aberrometrie (= Wellenfrontmessung) des menschlichen Auges kommerziell vor allem im Bereich der refraktiven Laserchirurgie eingeführt worden. Die Motivation hierfür war, die postoperativen Ergebnisse im Rahmen refraktiver Laserkorrekturen zu optimieren [5, 6, 16, 23, 24].

Durch die Aberrometrie ist es möglich, die „Deformation“ einer optischen Wellenfront durch ein zu messendes Auge zu bestimmen und zu beschreiben. Die Beschreibung erfolgt in der Regel durch sogenannte „Zernike-Koeffizienten“, die in definierter Weise mit bestimmten physikalischen Abbildungsfehlern im Auge zusammenhängen. Durch die Aberrometrie wird eine neue Qualität bei der Bestimmung der Sehleistung erreicht, die Details offenbart, welche früher nicht oder nur ansatzweise verfügbar waren. Refraktive diagnostische Daten sind somit nicht mehr nur auf Sphäre, Zylinder und Zylinderachse (nachfolgend als „Basisrefraktionsdaten“ bezeichnet) beschränkt, sondern werden durch die Aberrometrie um sogenannte höhere Aberrationen (z.B. sphärische Aberration, Koma, Astigmatismen höherer Ordnung, Vielblätter) erweitert. Genaugenommen wird durch die Aberrometrie eine erweiterte Bestimmung des Refraktionsdefizits des Auges ermöglicht, so daß letztlich auch eine Neubewertung der Basisrefraktion hieraus resultiert. Letzteres liegt daran, daß in „integralen“ klassischen Meßmethoden, wie z.B. eine physikalisch objektive Autorefraktion oder die Refraktionierung mit Hilfe von Phoroptern, bestimmte höhere Aberrationen sehr wohl einen gewissen Einfluß auf die sphärozylindrischen Meßergebnisse nehmen, die aber nicht unmittelbar quantifizierbar sind. Aberrationen höherer Ordnung führen somit zu einer gewissen „Verwischung“ der sphärozylindrischen Abbildungsfehler „nullter Ordnung“ im rein physikalisch / technischen Sinne, was letztlich durch den jeweiligen Meßprozeß bedingt ist und nicht vermieden werden kann. Allerdings ist der Erkenntnisgewinn hinsichtlich verschiedenster refraktiv bedingter Sehdefizite bei klassischen Refraktionsbestimmungen im Vergleich zu Aberrometrie begrenzt [1, 3, 7, 8, 26, 32].

Dagegen erlauben Wellenfrontdaten, Begrenzungen der Sehleistung objektiv und sehr detailliert durch ein eindeutiges Zusammenwirken bestimmter Abbildungsfehler im Auge erklären und verstehen zu können. Durch die Klassifizierung der Abbildungsfehler können verschiedene, refraktiv bedingte Sehdefizite in gewisser Weise eingegrenzt und klassifiziert werden, wobei die Komposition für den refraktiven Gesamteffekt verantwortlich ist [25].

Insgesamt erlaubt die Wellefrontanalyse daher ein tieferes Verständnis für z.B. Nachtsehprobleme, Blendungseffekte und Ähnliches zu entwickeln. Damit wird auch der Weg zur Verbesserung oder Optimierung bisheriger Sehhilfen oder refraktiver Korrekturen eröffnet (z.B. „Nachtsehbrille“, patientenindividuelle Laserkorrekturen, neue Intraokularlinsentypen) [28].

Die neuen Möglichkeiten der optischen Wellenfrontanalyse werden daher mit wachsendem Interesse in verschiedenen Bereichen der Ophthalmologie diskutiert und genutzt. Obwohl die Wellenfrontmessung / Aberrometrie des menschlichen Auges durchaus als „State of the Art“ Technologie mit vielen Vorteilen gegenüber traditionellen Möglichkeiten bezeichnet werden kann, besteht ein großes mögliches Verbesserungspotential des heutigen Gerätedesigns bzw. der Anwendung an sich [28].

2.7.5. Aspekte in Bezug auf die Wellenfrontdynamik:

In der breiten Anwendung werden bei der Aberrometrie zur Zeit fast ausschließlich „statische“ Untersuchungsmethoden verwendet, bei denen die Messung der optischen Wellenfront für ein festes Stimulans (z.B. Sehtafeln, Targets, Beleuchtungsverhältnisse etc.) durchgeführt wird [125].

Allerdings sind die Abbildungseigenschaften des Auges und damit die charakteristischen Aberrationszustände neben permanenten Veränderungen im Laufe des Lebens ständigen Veränderungen und Fluktuationen unterworfen. Die Aberrationen des Auges schwanken dabei auf verschiedenen Zeitskalen (Sub-Sekunden bis Minuten Skala) bedingt durch

verschiedenste Effekte wie Tränenfilmveränderungen, Blutdruckvariationen in den Blutgefäßen, Herzschlag, Augenbewegungen / Sehrichtungen (z.B. Nystagmus, Drift, Microsaccaden, Saccaden, Sehrichtung, Biomechanik) insbesondere auch bezogen auf die jeweilige „Sehaufgabe“ wie z.B. Adaption an Beleuchtungsverhältnisse und Akkommodation. Die erstgenannten Effekte sind teilweise von statistischer Natur, die durch Einzelmessungen in der Regel nicht analytisch quantifizierbar sind. Anders ist dies bei Aberrationsänderungen, wie sie z.B. bei der Akkommodation durch die variierende optische Abbildung im Auge entstehen. Zwar gibt es auch hierbei statistische Einflüsse (nicht nur im Sinne des physikalischen Meßprozesses), das grundsätzliche Muster der Aberrationsänderungen ist jedoch von Einzelmessung zu Einzelmessung reproduzierbar [1, 39, 73, 93, 95, 96, 97, 98, 99].

Der Akkommodationsprozeß ist für die Dynamik des „täglichen“ Sehens von zentraler Bedeutung. Von besonderem Interesse ist die „Wellenfront-Dynamik“ dieses Prozesses in seinem zeitlichen Verlauf. Aus dieser Dynamik der Wellenfronten können nämlich u.a. wichtige Prozeßparameter des Sehprozesses wie Akkommodationsfähigkeit, -geschwindigkeit oder -beschleunigung abgeleitet werden. Diese Parameter könnten in Zukunft ggf. auch für optimierte Therapiestrategien Berücksichtigung finden [7, 8, 23, 111].

Es ist auch zu erwarten, daß statische Wellenfrontmessungen nicht oder höchstens bedingt verwendet werden können, um Aussagen über bestimmte Momente des dynamischen Prozesses erlangen zu können. Bezogen auf die Variation der Wellenfrontdeformation bei der Akkommodation kann also z.B. nicht davon ausgegangen werden, daß eine Mittelung oder Interpolation anderweitig analysierter statisch gemessener Aberrationszustände (z.B. für zwei feste, unveränderliche Targetabstände) eine Aussage über die reale Aberrationsdynamik bei zeitlich veränderlichen Targetabständen aufzeigt. Um reale Verhältnisse bei der Akkommodation untersuchen zu können, ist es also erforderlich, die Wellenfrontmessung mit einer bestimmten Frequenz während der Änderung des Targetabstandes durchzuführen („dynamische

Wellenfrontdaten-Akquirierung“). Da die Akkommodationsgeschwindigkeit besonders bei jungen Menschen beträchtlich sein kann (wenige hundert Millisekunden reichen aus, um eine Akkommodationsbreite von 4 dpt bis 6 dpt zu erreichen), muß die Meßfrequenz deutlich unter einem Herz liegen, um der Akkommodations-Dynamik möglichst genau folgen zu können. Die umfangreichsten Möglichkeiten für dynamische Wellenfrontdaten-Akquirierung bietet derzeit der WASCA Analyser (Firma Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland) [39, 69, 71, 106, 111, 125, 153].

Abschließend kann festgehalten werden, daß Untersuchungen realer Verhältnisse der meisten Sehprozesse durch dynamische Wellenfrontmessungen erst möglich werden [28].

2.7.6. Stereopsis des Sehens und Stimulation durch Targets:

Konventionelle Aberrometer erlauben heute in der Regel keine binokulare Wellenfrontmessung und ermöglichen keine binokulare Targetstimulation. Eine binokulare Stimulation des Augenpaares ist aber ein notwendiges Kriterium für eine realistische Einstellung des Patienten auf einen vorgegebenen Targetabstand, da dadurch die realen Verhältnisse wiedergegeben werden [77].

Bei der monokularen Wellenfrontmessung schaut das nicht gemessene Auge entweder auf die Gerätefront oder frei am Gerät vorbei. Der freie Blick des ungemessenen Auges wird teilweise als vorteilhaft angesehen, da es hierbei zu keiner Nah-Akkommodation des ungemessenen Auges kommen kann. Dennoch wird beobachtet, daß es dadurch in Einzelfällen zu Fluktuationen und undefinierten Variationen des Akkommodationszustandes kommen kann. In diesem Zusammenhang ist insbesondere die Rolle des Führungsauges zu berücksichtigen und in wieweit der zu untersuchende Patient kooperativ ist oder leicht zur Ablenkung neigt. Abweichungen der Sehrichtung „Line of Sight“ (LOS) von der optischen Geräteachse während der Messung sind dann ebenfalls durch die Korrelation der Augenbewegung

möglich. Dieses muß vermieden werden, da sich die gemessenen Aberrationszustände dann nicht, wie per Konvention festgelegt, auf die LOS beziehen und entsprechend interpretiert werden können bzw. dürfen. Somit ist eine stabile und korrekte Vorgabe sowie Einstellung der LOS des zu messenden Auges auf die Geräteachse ein notwendiges Kriterium für eine gute Wellenfrontmessung [8, 26, 72, 117, 121, 124, 135, 136, 137, 141].

Zur festen Vorgabe dieser Sehrichtung wird ein internes Fixierungs-Target verwendet, welches in den Meßstrahlengang eingeblendet wird. Die Fixierung dieser Targets ist ebenfalls abhängig von der Kooperation des Patienten und kann bei verschiedenen Sehstörungen (z.B. Refraktions-Amblyopie) unzulänglich sein (wenn nicht grundsätzlich unmöglich). Darüber hinaus zeigen Erfahrungen, daß sich der Sehprozeß nicht ohne weiteres durch ein geräteinternes Stimulationstarget vorgeben läßt (Instrumenten- oder Geräte-Myopie). Das bedeutet, daß der genaue Akkommodationszustand des zu untersuchenden Auges bei der Wellenfrontmessung u. U. nicht entsprechend eingestellt werden kann bzw. nicht bekannt ist [125].

Die weit überwiegende Mehrzahl der Aberrometer bietet darüber hinaus nicht die Möglichkeit verschiedene Targetabstände und damit verschiedene Akkommodationszustände zu stimulieren [44, 148].

2.8. Verfahren der dynamischen Stimulationsaberrometrie:

Die dynamische Stimulationsaberrometrie (DSA) ermöglicht erstmals die binokulare dynamische Stimulation der Akkommodation während einer Wellenfrontmessung.
Bei dem in dieser Studie verwendeten Gerät handelt es sich um einen Prototypen, der aktuell noch nicht kommerziell erhältlich ist [44, 148].

Der WASCA Analyzer (Firma Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland) basiert auf dem G210 Aberrometer-Meßkopf der Firma AMO WaveFront Sciences, Albuquerque, New Mexico, USA [101].

Die Modifikation zum dynamischen Stimulationsaberrometer erfolgte durch die Firma Optana Medizintechnik GmbH, Grossostheim, Deutschland [44, 148].

2.8.1. Der WASCA Analyzer:

Im Rahmen dieser Studie wurde der WASCA Analyzer der Firma Carl Zeiss Meditec AG verwendet. Dieses Präzisionsgerät ist dazu konzipiert, die Wellenfrontaberrationen des menschlichen Auges zu vermessen.

Auf der Basis der Wellenfronttechnologie führt der WASCA Analyzer eine vollständige Analyse des refraktiven Strahlenganges im menschlichen Auge durch.

Der WASCA Analyzer erzeugt einen Lichtpunkt auf der Retina. Die von diesem Lichtpunkt ausgehende Wellenfront beinhaltet hochpräzise Informationen über die Aberrationen niedriger und höherer Ordnung des vermessenen Auges, welche anschließend analysiert werden können. Der WASCA Analyzer erlaubt somit hochpräzise Messungen (bis zu 0,1 dpt für Sphäre und Zylinder). Dadurch ist es möglich, die für die verschiedenen Abnormalitäten des Auges bestehenden Refraktionsdefizite gezielt zu quantifizieren [44, 148].

Der WASCA Analyzer mißt die Wellenfrontaberrationen mit Hilfe eines Hartmann-Shack-Wellenfrontsensors. Dieser Sensor besteht aus einem Raster von Mikrolinsen vor einer CCD-Kamera.

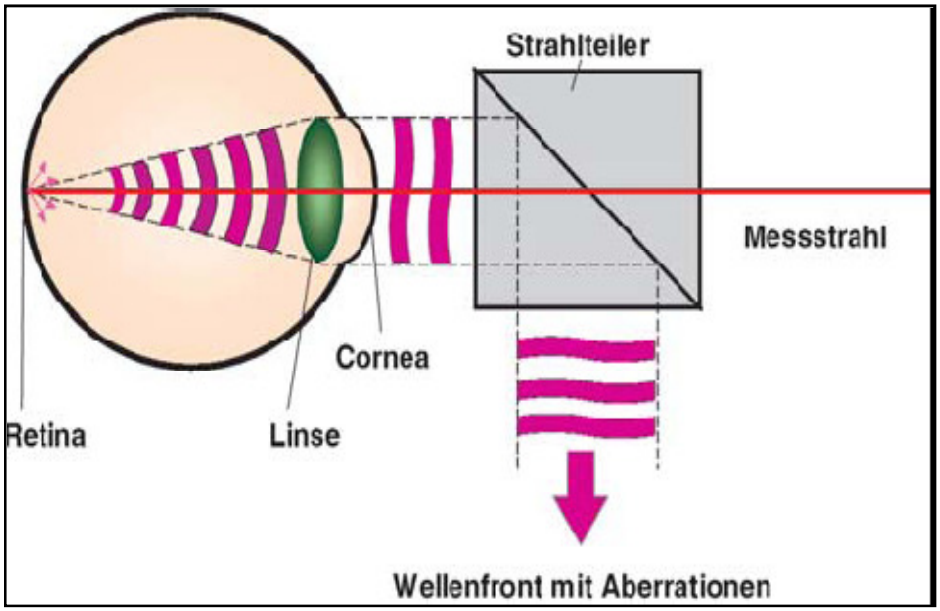

Abbildung 23: Funktionsprinzip des WASCA Analyzers [40]

Ausgangspunkt für eine Wellenfrontmessung am Auge ist ein Lichtpunkt, der beim Beleuchten des Auges auf die Netzhaut projiziert wird. Dieser auf der Netzhaut erzeugte Lichtpunkt wirkt als eine Lichtquelle, deren Licht aus dem Auge heraus tritt (umgekehrtes ophthalmologisches Prinzip). Dabei wird die austretende Wellenfront im Inneren des Auges entsprechend der optischen Eigenschaften gebrochen. Das Ergebnis ist in der Regel eine Wellenfront, die keine ideal ebene Welle ist, sondern Aberrationen aufweist. Solche Aberrationen sind patientenspezifisch und enthalten alle Informationen über die jeweiligen Abnormalitäten des vermessenen Auges.

Die auf diesem Weg erzeugte Wellenfront enthält sämtliche Aberrationen des vermessenen optischen Systems und wird folglich durch das Mikrolinsen-Raster auf dem Detektor abgebildet. Durch dieses Verfahren wird ein Muster aus Lichtflecken erzeugt, welches an einem Computer mit Hilfe spezieller Software ausgewertet werden kann.

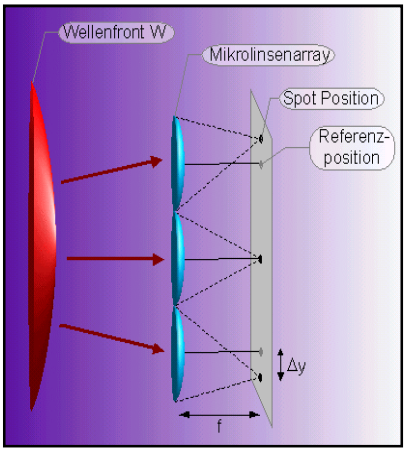

Abbildung 24: Mikrolinsen-Raster [145]

Ein perfektes Auge würde eine ebene Welle und damit ein perfekt regelmäßiges Punktmuster von Lichtflecken erzeugen. Eine aberrationsbehaftete Wellenfront verhält sich anders, was zu einem verzerrten Punktmuster führt. Durch die Analyse der Verzerrungen in diesem Punktmuster läßt sich die Wellenfront bzw. Refraktion an jedem Punkt innerhalb der Pupille bestimmen [31, 66, 84, 87, 94, 101, 107].

2.8.1.1. Gerätefunktion:

Der WASCA Analyzer wird dazu benutzt, die Wellenfrontaberrationen des menschlichen Auges zu vermessen. Mit Hilfe eines Iriskamerabildes wird das zu vermessende Auge direkt vor dem Messfenster ausgerichtet. Diesen Vorgang kann man am angeschlossenen Bildschirm verfolgen. Nach dieser Justierung kann eine Messung mit dem Aberrometer durchgeführt werden. Dazu wird zunächst ein Lichtpunkt auf der Netzhaut mit einer Superlumineszenzdiode von 850 nm Wellenlänge (Messlicht der Laser-klasse 1) erzeugt. Von diesem Lichtpunkt geht wiederum ein Lichtbündel aus, welches das Auge auf dem umgekehrten Weg wieder verläßt. Dieses Lichtbündel passiert den optischen Strahlengang des Gerätes und wird direkt auf den Hartmann-Shack-Sensor (Auflösung von 210 µm und 1452 Messpunkten) abgebildet. Der Sensor besteht aus einem Mikrolinsenraster, welches mit einer CCD-Kamera verbunden ist.

Das auf diesem Weg gewonnene CCD-Bild wird an einen angeschlossenen Computer übermittelt, der diese Daten erfaßt und speichert. Mit Hilfe einer speziellen Software ist eine umfassende Datenauswertung und -überprüfung möglich. Somit kann man die besten Datensätze einer Messung auswählen oder gegebenenfalls die Messung wiederholen. Über die Softwaresteuerung bestehen diverse Möglichkeiten, die Datenanalyse zu optimieren [148].

Mit Hilfe der sog. COAS-Software werden die Aberrationen als farbige Wellenfrontkarte der optischen Wegdifferenzen angezeigt. Zusätzlich kann man die vom Hartmann-Shack-Sensor gelieferten Rohdaten anzeigen lassen, um die Qualität des gemessenen Sensorbildes zu beurteilen.
Die Daten werden zur weiteren Verwendung in einer Datenbank gespeichert, die in der Software integriert ist. Dabei erfolgt die Sortierung nach Patientennamen sowie Untersuchungsdatum und -zeit. Allerdings werden nur die analysierten Daten (Zernike-Koeffizienten) in der Datenbank gespeichert. Diese Datensätze können beliebig aus der Datenbank zur weiteren Bearbeitung wieder aufgerufen werden.

Gleichzeitig werden automatisch die gemessenen Rohdaten im Hintergrund gespeichert. Dieses ist notwendig, da sonst keine vollständige Neuauswertung der Daten mit neuen oder geänderten Analyseparametern möglich ist [148].

Die Einzelmessung eines Auges dauert nur wenige Sekunden und wird hauptsächlich durch die mechanische Bewegung des Refraktorschlittens, der die korrekte Einstellung des Sphärenwertes ermöglicht, verursacht. Das im WASCA Analyzer angewendete Meßprinzip verwendet mehrere Lichtblitze einer Superlumineszenzdiode (= SLD), um die optischen Merkmale des Auges zu erfassen. Das Meßlicht dieser Diode liegt im nahen Infrarotbereich. Gegenüber diesem Lichtspektrum ist das Auge nahezu unempfindlich und wird daher nicht durch die Blitze irritiert. Die Dauer der SLD-Lichtblitze beträgt etwa 250 ms bei weniger als 50 µW. Somit liegt bei richtiger Verwendung des Gerätes die Intensität des Meßstrahls deutlich unter der maximal zulässigen Bestrahlung. Die eigentliche Datenerfassung durch den

Hartmann-Shack-Sensor dauert nur 13 ms und reduziert so die Meßungenauigkeit durch minimale Augenbewegungen während der Messung [148, 154].

2.8.1.2. **Bedienelemente:**

Der WASCA Analyzer ist auf einer Instrumentenbasis montiert, damit eine präzise Ausrichtung des optischen Eingangs des Aberrometers zum untersuchten Auge möglich ist. Eine zusätzliche Kopf- und Kinnauflage ermöglicht die Fixierung des Patientenkopfes vor dem Meßfenster. In der Mitte der Instrumentenbasis befindet sich Monitor, Tastatur und Maus, rechts der benötigte Computer [148].

Abbildung 25: WASCA Analyzer mit Instrumentenbasis [148]

2.8.2. Dynamische Stimulationsaberrometrie:

Die dynamische Stimulationsaberrometrie (= DSA) wurde zur binokularen dynamischen Stimulation von Akkommodationszuständen in Verbindung mit dynamischen Wellenfrontmessungen für Systeme entwickelt, die auf dem G210 Aberrometer Meßkopf der Fa. AMO WaveFront Sciences, Inc. basieren (WASCA Analyzer, Fa. Carl Zeiss Meditec AG). Das Konzept berücksichtigt viele der genannten Forderungen. DSA wurde so entworfen, daß eine Verbesserung der Situation bezüglich verschiedener, oben erläuterter möglicher Nachteile bei der Wellenfrontmessung erwartet werden kann. Der Grundgedanke des Konzeptes verbindet die derzeitig implementierte dynamische Datenakquirierung des G210 Aberrometers durch eine zeitliche Korrelation mit einem gesteuerten externen Nahtarget (Abb. 27), welches in den Beobachtungsstrahlengang ein- und ausgeschwenkt werden kann [44, 101, 148].

Abbildung 26: Dynamisches Stimulationsaberrometer (DSA) [44]

Der zu messende Patient wird in einem bestimmten zeitlichen Rhythmus zur binokularen Akkommodation durch Anbieten zeitlich wechselnder Targets stimuliert, und gleichzeitig während der wechselnden Targetabstände wird die Entwicklung des Aberrationsspektrums des Auges vor der Meßöffnung gemessen.

Abbildung 27: DSA mit variablem Nahtarget [44]

Die Fixierung und Beobachtung sowohl des Fern- als auch des Nahtargets durch den Probanden erfolgt über eine Periskopanordnung, die als optomechanischer Aufsatz auf das G210 Aberrometergehäuse aufgesetzt wird. Dieser optomechanische Aufsatz enthält auch das justierbare Nahtarget, welches in den Strahlengang eingeschwenkt werden kann.

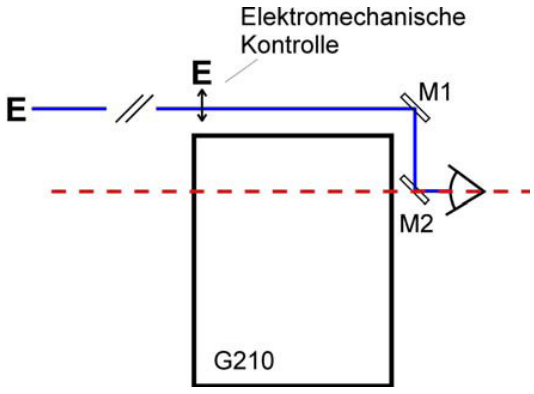

Abbildung 28: Prinzip der Target-Einspiegelung in den Meßstrahlengang des G210 Aberrometers über ein Periskop, das sich aus den Spiegeln M1 und M2 zusammensetzt, gestrichelte rote Linie = Sehlinie (LOS) [44]

Während einer Stimulationssequenz bzw. einer dynamischen Akkommodationsmessung, die bezüglich der Targetentfernungen entweder Fern-Nah-Fern oder Nah-Fern-Nah sein kann, schwenkt eine elektromechanische Kontrollstelleinrichtung in einem vorgegebenen Rhythmus das Nahtarget in den Periskopstrahlengang ein bzw. heraus [44].

Das in dieser Studie verwendete dynamische Stimulationsaberrometer ermöglicht erstmals die binokulare Stimulation im Rahmen einer Messung des Akkommodationsverhaltens des menschlichen Auges. Erst durch die entsprechende Auslegung der Periskopspiegel am Aberrometer ist es möglich, daß der Proband sowohl das Fern- als auch das Nahtarget während einer Untersuchung durch beide Augen beobachten kann. Allerdings ist mit dem verwendeten Aberrometer immer nur das Akkommodationsverhalten eines Auges und nicht beider Augen gleichzeitig meßbar.

Wichtig für eine korrekte Messung ist auch, daß die binokulare Stimulation in der Form realisiert werden muß, daß die Sehrichtung (Line of Sight = LOS) des zu messenden Auges weiterhin parallel zur optischen Meßachse des G210 Aberrometers verbleiben muß [72].

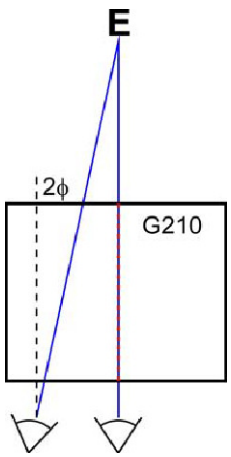

Abbildung 29: Anordnung der binokularen Stimulation bei der Messung mittels G210 Aberrometer, LOS muß mit Geräteachse übereinstimmen [44]

Ein schräger Einblick des Probanden mit dem zu vermessenden Auge in das dynamische Stimulationsaberrometer während einer Messung ist zu

vermeiden, da dadurch die Meßergebnisse verfälscht würden und Aberrationszustände nicht mehr auf eine definierte Referenzachse bezogen gemessen würden.

Im Rahmen der durchgeführten Messungen muß beachtet werden, daß durch die leichte Asymmetrie in der Stereopsis bei binokularer Betrachtung der Targets geringe Unterschiede im Targetabstand für das zu vermessene Auge und das ungemessene Auge auftreten können [77].

2.8.3. Benutzung und Konformität:

Die dynamische Stimulationsaberrometrie ist dazu bestimmt, eine binokulare dynamische Stimulation von Akkommodationszuständen in Verbindung mit dynamischen Wellenfrontmessungen für auf dem G210 Aberrometer Meßkopf der Fa. AMO WaveFront Sciences basierende Systeme zu ermöglichen [44, 101, 148].

Das dynamische Aberrometer ist nicht für die Ableitung von Therapiedaten freigegeben, geprüft, geeignet oder zugelassen. So gewonnene Daten dürfen nur für Studienzwecke verwendet werden.

Die dynamische Stimulationsaberrometrie (DSA) verfügt in Verbindung mit dem verwendeten Aberrometersystem ein CE Kennzeichen gemäß 93/42/EWG und stellt damit ein CE konformes Medizinprodukt dar [44, 148].

DSA ist als aufsteckbares Zusatzgerät zum G210 Meßkopf konzipiert worden, um mit Hilfe der G210 Meßsoftware Wellenfrontmessungen zu ermöglichen. Hierbei blickt der zu untersuchende Proband binokular auf die in den Sehstrahlengang (LOS) eingespiegelten Targets. Durch Ein- und Ausschwenken des Nahtargets wird dabei dasjenige Target freigegeben, auf das die Akkommodation erfolgen soll. Damit kann untersucht werden, wie der Patient auf diese Stimulation reagiert [44, 101, 148].

Die Analyse von dynamischen Akkommodationsequenzen erfolgt mit Hilfe einer zum DSA-Paket zugehörigen Software.

Durch die DSA-Optik ist eine geringe Verminderung der Genauigkeit des Aberrometers unvermeidbar.

Des Weiteren ist DSA nur zur Unterstützung und Erweiterung der diagnostischen Basisfunktionalität des Aberrometers hinsichtlich der Ableitung von Diagnosedaten geeignet, geprüft, freigegeben und zugelassen.

Für folgende Untersuchungs-Prozeduren ist das dynamische Stimulations-Aberrometer geeignet:

1. Messung der maximalen Akkommodationsfähigkeit und
2. dynamische Messung der Akkommodation.

Die Untersuchungs-Sequenz „Fern-Nah-Fern“ wurde in unserer Studie zur Akkommodationsanalyse verwendet.

Nach Abschluß der eigentlichen Meßprozedur werden die akquirierten Daten in Form von *.FX Datensätzen (plus jeweils zugehöriger *.BSF und *.GSF Daten) in die DSA Software importiert, anschließend inspiziert und weiter analysiert. Dabei können verschiedene Import und Analysemodi innerhalb der DSA-Software verwendet werden [44, 101, 148].

2.8.4. Komponenten:

Die folgende Abbildung zeigt das in unserer Studie verwendete System zur dynamischen Stimualtionsaberrometrie, bestehend aus dem Aberrometer-Meßkopf G210 (WASCA-Analyzer der Fa. Zeiss Meditec) mit DSA-Aufsatz (Fa. Optana Medizintechnik).

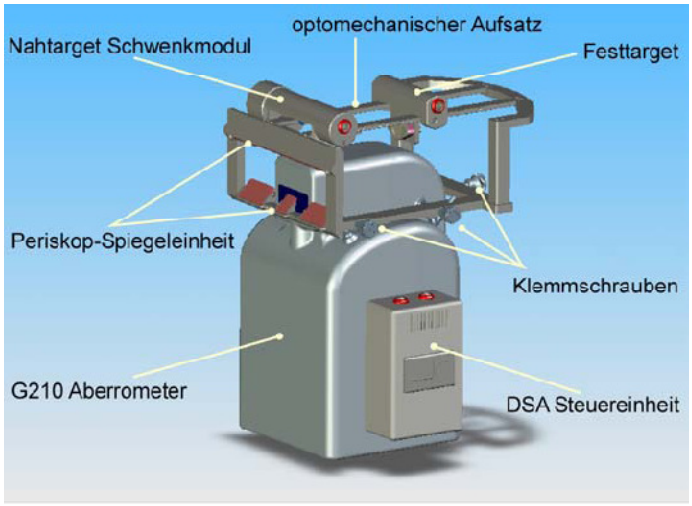

Abbildung 30: Übersicht der DSA-Hardware-Komponenten [44]

Der zur dynamischen Stimulations-Aberrometrie benötigte optomechanische Aufsatz ist auf dem G210 Aberrometer Gehäuse fixiert. Auf dem optomechanischen Aufsatz ist das schwenkbare Nahtarget montiert. Dieses variable Nahtarget ist in 0,25 Dioptrien Schritten auf der Targetschiene manuell verschiebbar. Das Target wird über die Periskopspiegeleinheit in den Beobachtungsstrahlengang des Probanden so eingeblendet, daß die Sehrichtung des Patienten der optischen Achse des Aberrometers entspricht.

Eine seitlich am Aberrometergehäuse befestigte DSA-Steuereinheit ist elektrisch mit der DSA-Stromversorgung, mit der Instrumentenbasis des Aberrometers und mit dem Nahtarget verbunden. Diese Steuereinheit dient zur Regulierung der Target-Beleuchtung und der Schaltzustände des Nahtarget-Schwenkmoduls.

Abbildung 31: DSA-Steuereinheit mit Display [44]

Zum dynamischen Stimulationsaberrometer gehört weiterhin ein alleinstehendes Ferntarget in Form einer beleuchteten Sehtafel, welches in 3 Meter Entfernung vom Aberrometer positioniert worden ist.

Abbildung 32: DSA-Ferntarget mit Fernbedienung [44]

Das Ferntarget muß so aufgestellt werden, daß es durch das Periskop betrachtet in der Sehrichtung des zu messenden Probanden liegt. Für die Umschaltung der Sehtafel wird eine Fernsteuerung mitgeliefert.

Sowohl beim Nahtarget als auch beim Ferntarget sind Landoltringe zur Stimulation des Akkommodationsmechanismus verwendet worden [44, 101, 148].

Abbildung 33: DSA mit variablem Nahtarget [44]

2.8.5. Software:

Für die Verarbeitung und Analyse von Einzelmessungen bzw. der Sequenzmessungen mit dem Aberrometer unter Verwendung der DSA-Funktionalität wird eine spezielle Software (DSA-Software) benötigt.

Mit Hilfe dieser speziellen DSA-Software der Firma Optana Medizintechnik GmbH kann man die akquirierten Sequenzen von Aberrometermessungen untersuchen und analysieren. Diese Software bietet keine Meßfunktionalität wie die Aberrometersoftware und wird nicht für den eigentlichen Meßprozeß benötigt oder verwendet.

Die DSA-Software ist momentan nur für die COAS-Software Version 1.42.2 der Firma AMO WaveFront Sciences geprüft und freigegeben. Für den regulären klinischen Einsatz ist die DSA-Software nicht vorgesehen, sondern darf nur für Zwecke der klinischen Validierung eingesetzt werden.

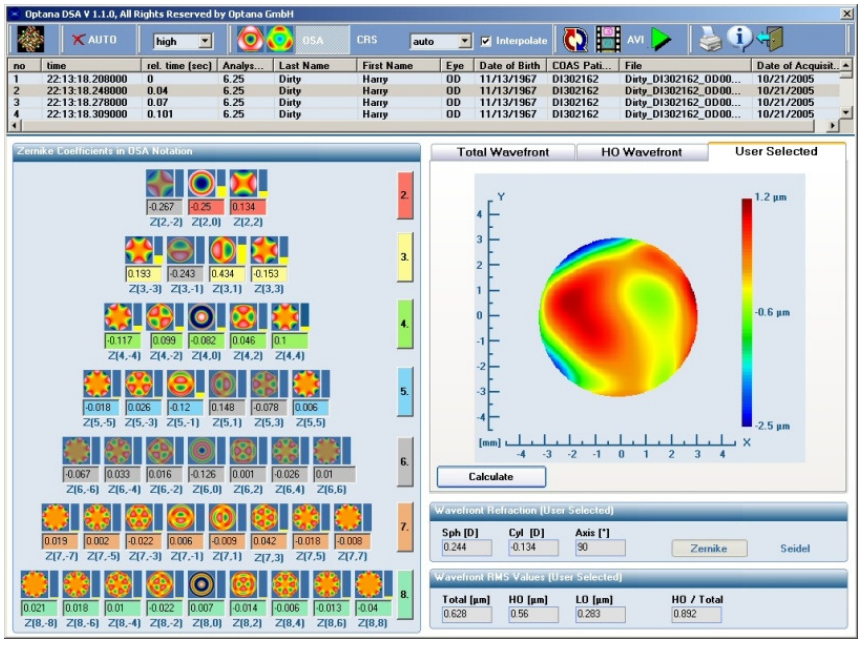

Abbildung 34: Screenshot der DSA-Software [44]

Der Hauptbildschirm (= „Wellenfront-Panel“) der DSA-Software gliedert sich in fünf Hauptbereiche: „Wavetable“, „Wellenfronthöhendatenblatt“, „Wavefront Refraction“ und „Wavefront RMS Values“ [44, 101, 148].

Zernikekoeffizienten und Zernikepolynombilder sind in der OSA Notation (ANSIZ80.28-2004) angegeben [8, 26, 117, 121, 124, 135, 136, 137, 141].

2.8.5.1. Wellenfront-Panel:

Der Hauptbildschirm zeigt das Wellenfront-Panel für die Verarbeitung und Anzeige der eigentlichen Wellenfronthöhendaten.
Die linke Seite im Wellenfront-Panel zeigt die Wavetable zur Anzeige der Aberrationsdaten (Zernikekoeffizienten). Auf der rechten Seite wird die rekonstruierte Wellenfront als Höhendatenplot dargestellt. Zusätzlich werden die Wellenfrontrefraktion und die Wellenfront RMS-Werte angezeigt.

2.8.5.2. Wavefront Refraction:

In diesem Fenster wird die Wellenfrontrefraktion in der gängigen ophthalmologischen Konvention angegeben:

- „Sph [D]“ → Sphäre in Dioptrien,
- „Cyl [D]“ → Zylinder in Dioptrien und
- „Axis [°]“ → Zylinderachse in Grad.

Diese Werte werden von der Software automatisch aktuell gehalten. Die dargestellte Refraktion bezieht sich grundsätzlich nur auf die eingeschalteten Aberrationen.

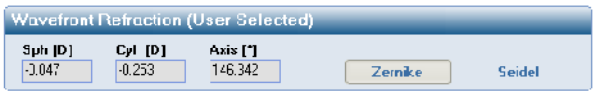

Abbildung 35: Wavefront-Refraction-Panel [44]

2.8.6. DSA-Steuereinheit:

Im normalen Meßbetrieb löst das Betätigen des Drucktasters am Joystick der Aberrometer-Instrumentenbasis die nötigen Schaltvorgänge für das Ein- und Ausschwenken des Nahtargets automatisch aus.

Bei den Messungen im Rahmen dieser Studie wurde die Steuereinheit wie folgt programmiert:

- Dauer eines gesamten Meßzykluses insgesamt: 9 Sekunden
- Meßrhythmus: Fern-Nah-Fern
- Fixation des Nah- und Ferntargets für jeweils 3 Sekunden.

2.9. Basiseinstellungen für eine DSA-Messung:

Die Durchführung einer dynamischen Stimulationsaberrometrie entspricht im Wesentlichen der Durchführung einer regulären Wellenfrontmessung mit dem verwendeten Aberrometer (WASCA-Analyzer).

Bei der Akquirierung dynamischer Wellenfrontmessungen muß man beachten, daß Limitierungen für die Wahl der Targetoptionen bestehen. Diese hängen mit den Limitierungen des Aberrometersystems zusammen.

Der Dynamikbereich innerhalb der Mehrfachmessungen (sequentielle Wellenfrontmessungen unter Verwendung der „Multibuffer“-Methode des Aberrometersystems) ist begrenzt auf die Dynamik, die der Hartmann-Shack-Sensor des G210 Aberrometers bietet, d.h. ±2,5 dpt. Aus diesem Grund kann man keine Änderungen der Sphärenwerte messen, die mehr als ±2,5 dpt von dem Sphärenwert abweichen, der mit dem Schieberegler des Aberrometers eingestellt wurde [44, 101, 125, 148, 154].

Die Wahl möglicher Targetabstände (Fern- und Nahtarget-Einstellung) für die Akquirierung von dynamischen Wellenfrontmessungen ist damit ebenfalls begrenzt. Die unterschiedlichen Targetpositionen für Ferntarget und Nahtarget dürfen daher betragsmäßig auf keinen Fall mehr als 5 Dioptrien auseinander liegen. Dieser Abstand kann nur verwendet werden, wenn der Schieberegler für die Refraktion („optischer Slider“) des Aberrometers exakt auf die Mittenposition zwischen den beiden negativen Targetabständen eingestellt wurde.

Einstellungen im Rahmen der von uns durchgeführten Studie:

- Ferntarget: 3 m Abstand zum Probanden = $0,\overline{3}$ dpt
- Nahtarget: 5 dpt Abstand zum Probanden
- Betrag der Differenz zwischen Fern- und Nahtarget: < 5 dpt.

Somit sind für alle von uns durchgeführten Messungen die oben aufgeführten Bedingungen erfüllt.

2.10. Dynamische Akkommodationsmessungen:

Alle Messungen in dieser Studie sind mit dem beschriebenen dynamischen Stimulationsaberrometer (DSA) durchgeführt worden.

In dieser Untersuchung sind insgesamt 68 Augen von 44 Probanden (sowohl phak als auch pseudophak) zur Analyse der Intra- und der Interobservervariabilität des dynamischen Stimulationsaberrometers untersucht worden.

In unserem Studienprojekt wurde die dynamische Stimulationssequenz von Fern-Nah-Fern in allen Messungen verwendet. Somit hat sich das Ferntarget bei allen Messungen in 3 m Entfernung zum Probanden befunden. Das Nahtarget wurde bei allen Messungen auf 5 dpt eingestellt. Dieses entspricht

einer Entfernung von 20 cm zum Probanden. Hierdurch erhält man einen ausreichend hohen Reiz für die Nahakkommodation.

Bei der Untersuchung mußten die Probanden das Ferntarget für 3 Sekunden fokussieren, gefolgt vom Nahtarget für weitere 3 Sekunden und abschließend noch einmal das Ferntarget für 3 Sekunden. Während dieser 9 Sekunden wurden insgesamt 300 Einzelmessungen mit dem dynamischen Stimulationsaberrometer durchgeführt. Anschließend erfolgte eine Analyse der dynamischen Veränderungen der Aberrationen niedriger Ordnung (Sphäre und Astigmatismus) und höherer Ordnung sowie der Pupillenweite.

2.10.1. Umgebungsbedingungen:

Für alle in dieser Studie durchgeführten Messungen lagen annähernd konstante Untersuchungsbedingen für Temperatur, Luftfeuchtigkeit und Raumbeleuchtung vor:

- Temperatur: ca. + 21 °C
  (+10 °C bis +35 °C vom Hersteller empfohlen)

- Luftfeuchtigkeit: ca. 45 % relative Luftfeuchtigkeit
  (35 % bis 75 % relative Luftfeuchtigkeit vom Hersteller empfohlen)

- Raumbeleuchtung: 85 cd/m^2 (konstant)
  Targetbeleuchtung sowohl für Fern- als auch Nahtarget bei allen Messungen aktiviert.

2.10.2. Durchführung:

Vor Untersuchungsbeginn ist der Proband ausführlich über den geplanten Untersuchungsablauf informiert und instruiert worden. Gerade dieses Einführungsgespräch mit den teilnehmenden Probanden ist sehr wichtig für das Verständnis des Versuchsablaufs sowie für die Qualität der bei der Untersuchung gewonnenen Daten.

Im Rahmen des Patientengesprächs erfolgt eine intensive Aufklärung über den Ablauf der dynamischen Targetschaltsequenz, damit sich der Proband auf die verschiedenen, angebotenen Targetabstände einstellen kann. Dieses ist auch wichtig, da mit dem Umschalten (Ein- bzw. Ausschwenken) des Nahtargets ein kurzes „Klick-Geräusch“ verbunden ist, welches den Patienten bei der Messung irritieren könnte.
Aus diesem Grund wird der gesamte Meßablauf dem teilnehmenden Probanden erläutert und auch demonstriert, insbesondere der Umschaltvorgang des Nahtargets. Dieses wurde durch manuelle Bedienung der DSA-Steuereinheit demonstriert.

Anschließend wird der Proband vor dem Aberrometer mit Hilfe der Kopf-Kinnstütze positioniert und korrekt auf das zu messende Auge ausgerichtet. Während der Ausrichtung des Aberrometers mit dem optomechanischen Aufsatz muß beachtet werden, daß das Gesicht und besonders die Nase des Probanden nicht berührt werden.

Bei der Untersuchung soll der Proband möglichst ruhig auf das über die Periskopsiegel eingeblendete Target schauen und darauf akkommodieren. Indem der Proband das jeweilige Target fixiert wird automatisch die optische Achse des zu vermessenden Auges mit der optischen Achse des Aberrometers in Übereinstimmung gebracht.

Abbildung 36: Positionierung des Probanden vor dem dynamischen Stimulationsaberrometer [44]

Die korrekte Ausrichtung des Aberrometers vor dem zu untersuchenden Auge erfolgt mit Hilfe eines Live-Videobildes.
Vor der eigentlichen dynamischen Akkommodationsmessung wird am zu untersuchenden Auge zunächst eine Autorefraktion des entsprechenden Auges durchgeführt. Aus den so ermittelten Refraktionswerten wird die Refraktion (im spährischen Äquivalent) berechnet und dieser Wert am Schieberegler der Aberrometersoftware eingestellt.
Anschließend muß die Aberrometersoftware von „Single Acquire“ auf „Multibuffer“ umgestellt werden. In diesem Modus werden automatisch bei jedem Meßvorgang 300 sequentielle Messungen durchgeführt. Diese 300 Einzelmessungen sind notwendig, um einer vollen dynamischen Akkommodationssequenz zeitlich folgen zu können.

Durch den optomechanischen Aufsatz mit seinen Spiegeln kommt es zu einem Intensitätsverlust des Meßstrahls des Aberrometers. Deswegen ist bei allen durchgeführten Messungen die Intensität des Meßlichtes (SLD-Power) auf die höchste Stufe („High“) in der Aberrometersoftware eingestellt worden. Bei der Standard Einstellung „Normal“ ist das detektierte Signal der

gemessenen Wellenfronten in der Regel viel zu schwach, und eine korrekte Auswertung der Daten ist somit nicht möglich.

Vor Beginn einer dynamischen Akkommodatiosmessung wird der Proband nochmals aufgefordert, einen Lidschlag auszuführen. Während der Messung sollte vom Probanden nach Möglichkeit kein Lidschlag durchgeführt werden, da bei geschlossenem Auge keine Daten gewonnen werden können.

Nachdem soweit alle Vorbereitungen für eine Messung wie oben aufgeführt getroffen worden sind, wird die dynamische Akkommodationsmessung durch Drücken des Drucktasters am Joystick der Aberrometer-Instrumentenbasis gestartet.

Während der Messung werden vom jeweiligen Untersucher genaue Instruktionen gegeben, daß der Proband weiß, auf welches Target er sich konzentrieren bzw. akkommodieren muß. Aus eigener Erfahrung hat sich herausgestellt, daß ohne Kommandos die Ergebnisse der Messungen deutlich schlechter sind. Zusätzlich hat es sich als hilfreich für den Probanden erwiesen, wenn man diesem die noch verbleibende Zeit bis zum Messende mitteilt.

Nach Abschluß der Messung wird der Proband von der Kopf-Kinnstütze entlassen und die akquirierten Daten mit Hilfe des Mehrbildanalysetools der Aberrometersoftware („Write All“) gespeichert.

Sollte der Proband während der Messung geblinzelt haben, tritt bei der Mehrbildanalyse ein Fehler auf und die Datenspeicherung wird abgebrochen. In diesem Fall muß man sich die Datensatznummer des zuletzt analysierten Datensatzes merken. Nun kann man diesen und in der Regel fünf darauffolgende Datenfiles löschen (je nach Dauer des Lidschlußes). Anschließend kann man die Datenspeicherung an der abgebrochenen Stelle bis zum Ende fortsetzen.

Hiernach ist die dynamische Akkommodationsmessung abgeschlossen.

Insgesamt wird dieser Vorgang für unsere Studie pro untersuchtem Auge fünfmal wiederholt (von einem bzw. von zwei Untersuchern).

Die zeitaufwendige Analyse der auf diesem Weg gewonnen Akkommodationsdaten erfolgt mit Hilfe einer speziellen DSA-Software im Anschluß an die Messungen. Hierzu wird die Anwesenheit des Probanden nicht weiter benötigt.

Die Speicherung der akquirierten Daten erfolgte auf einer externen Festplatte der Firma Seagate Technology, Scotts Valley, USA mit einer Kapazität von 500 GB. Diese wurde via USB-Kabel mit dem Steuerungscomputer des Aberrometersystems verbunden, da die integrierte Festplatte des Systems für diese Studienzwecke nicht ausreichend groß war. Ein vollständiger Datensatz eines Auges (5 Meßzyklen pro Untersucher) hat eine Größe von ca. 1 GB.

2.10.3. Untersucher:

Alle fünf Messungen bei der Analyse der Intraobservervariabilität wurden in diesem Projekt durch den gleichen Untersucher vorgenommen (Matthias Elling).

Bei der Analyse der Interobservervariabilität wurden pro Auge fünf Messungen durch jeweils 2 Untersucher nacheinander durchgeführt. Untersucher 1 wurde dabei immer durch Matthias Elling repräsentiert, Untersucher 2 durch Dr. med. Adolfo Peña Aceves.

Somit wurden pro Auge bei der Untersuchung der Intraobservervariabilität durch Untersucher 1 insgesamt fünf Messungen durchgeführt. Bei der Messung der Interobservervariabilität wurden jeweils durch Untersucher 1 und durch Untersucher 2 fünf Messungen vorgenommen, d.h. insgesamt 10 Messungen pro Auge.

2.11. Datenauswertung:

Mit Hilfe der bereits beschriebenen DSA-Software werden die Daten aus den dynamischen Aberrationsmessungen zur weiteren Bearbeitung und Auswertung importiert.

Pro Patient sind in dieser Studie 5 Messungen in einem Zyklus durchgeführt worden. Jeder Zyklus mit seinen 300 Messungen wird einzeln importiert und nacheinander ausgewertet. Hierbei handelt es sich um die Aberrometer *.F8 Datensätze.
Es können nicht gleichzeitig alle fünf Meßzyklen ausgewertet werden.

Die DSA-Software faßt die akquirierten Aberrometerdaten in einer Importdaten-Tabelle zusammen und generiert aus den Akquirierungszeiten relative Zeiten, die sich auf den importierten Datensatz aus der Mehrfachauswahl beziehen, welcher als erstes gemessen wurde.

2.11.1. Das Wellenfront-Diagramm:

Nach Abschluß des Datenimports ist jeweils aus den 300 Datensätzen pro Messung zunächst ein Diagramm erstellt worden. Dieses geschieht mit Hilfe der in der DSA-Software integrierten Sequenzanalyse. In dieser Darstellung werden Wellenfrontdaten, also Aberrationskoeffizienten, Wellenfront-refraktion oder Wellenfront-RMS-Werte der Mehrfachauswahl als Funktionen der Zeit dargestellt. Dieses Diagramm wird auch als XY-Plot bezeichnet.

In unserer Studie haben wir uns auf die Darstellung der Refraktionsdaten von Sphäre und Zylinder beschränkt, um die Akkommodationsleistung des vermessenen Auges zu visualisieren.

Die folgenden Beispiele zeigen die Akkommodationsleistung eines phaken bzw. pseudophaken Auges im zeitlichen Verlauf.

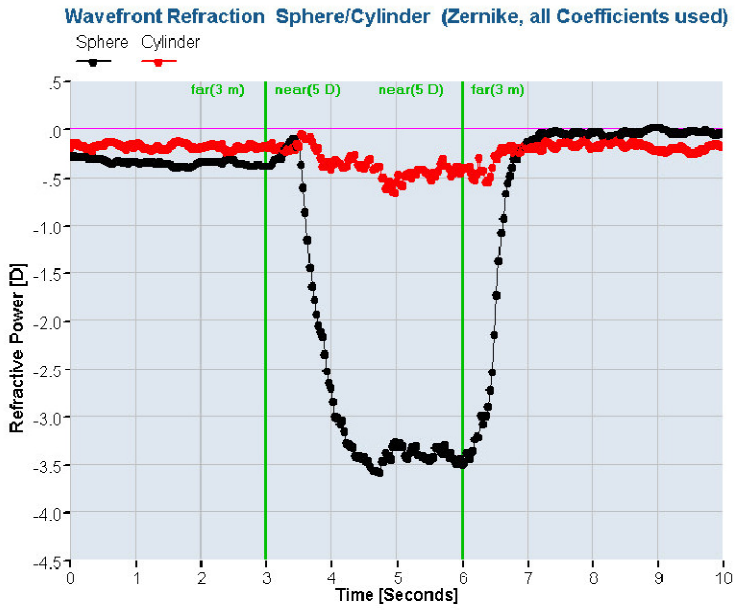

Abbildung 37: Akkommodationshub im zeitlichen Verlauf eines phaken Auges

Auf der x-Achse des Plots ist die Zeit in Sekunden dargestellt, auf der y-Achse die Refraktion in Dioptrien. Die schwarze Kurve stellt den zeitlichen Verlauf der Späre während des Akkommodationsprozesses dar, die rote Kurve den Verlauf des Zylinders.

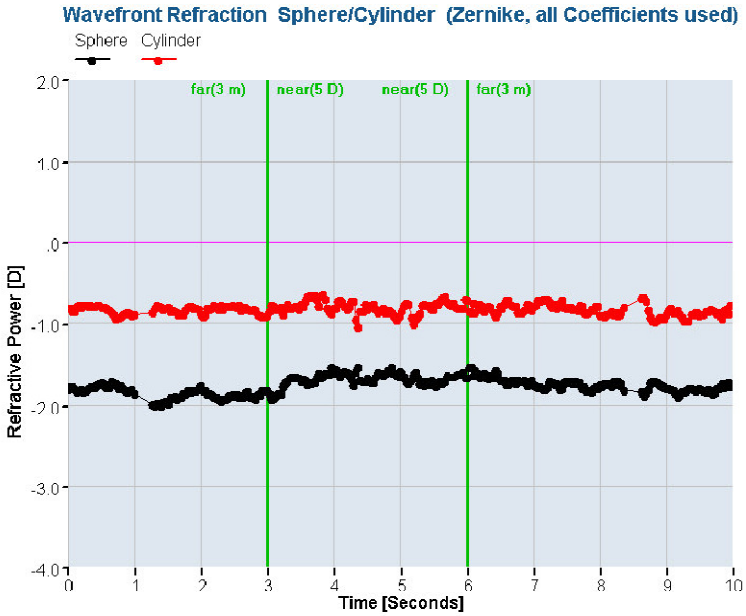

Abbildung 38: Akkommodationshub im zeitlichen Verlauf eines pseudophaken Auges

Anhand dieser Diagramme sind manuell für jede Messung das Minimum und das Maximum für die Sphäre zum entsprechenden Zeitpunkt bestimmt worden.

Anschließend sind über das Wellenfront-Panel im Bereich „Wavefront Refraction“ die genauen Refraktionswerte für den minimalen und maximalen Wert der Sphäre sowie die dazugehörigen Daten von Zylinder, Achse und Pupillenweite abgelesen worden.

Diese Daten sind entsprechend in eine Excel-Tabelle übertragen worden. In Microsoft Excel sind dann pro Messung, sowohl bei der Analyse der Intraoberservaribilität als auch bei der Analyse der Interobservervariabilität, die Akkommodationsleistung aus der Differenz zwischen minimalem und maximalem Sphärenwert berechnet worden. Zusätzlich ist neben der maximalen Akkommodationsleistung (= Akkommodationshub) auch die Differenz der Pupillenweite zwischen Fern- und Nahakkommodation ermittelt worden.

Hintergrund für die Analyse des Pupillendurchmessers bzw. dessen Differenz ist, daß, wenn keine objektive Messung eines Akkommodationshubs in Bezug auf die Refraktion möglich ist, trotzdem der Akkommodationsmechanismus durch eine Miosis dargestellt werden kann. Dieses kann z.B. bei pseudophaken Augen der Fall sein – wie auch Abbildung 38 zeigt. Die Miosis gehört wie beschrieben zu den Trias des Akkomodatiosmechanismus.

2.12. Statistische Analyse:

Die tabellarische und die graphische Deskription der Ergebnisse werden getrennt für die zwei Hauptgruppen zur Untersuchung der Intraobservervariabilität und der Interobservervariabilität sowie für die entsprechenden Untergruppen mit phaken und pseuophaken Augen durchgeführt.

2.12.1. Statistische Methoden:

Die Deskription der Daten erfolgt bei kategorialen Merkmalen durch die Angabe von absoluten und relativen Häufigkeiten (Anzahl, Prozent). Metrische Merkmale werden durch Angabe der statistischen Kennzahlen Mittelwert (Mw), Standardabweichung (SD), Median sowie Minimum und Maximum (Min-Max) beschrieben.

Die Messwiederholungen, die zur Bestimmung der Intra- und Interobservervariabilität erhoben wurden (5 Messwiederholungen pro Auge) wurden getrennt für phake und pseudophake Augen anhand der genannten statistischen Kenngrößen beschrieben.

Mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholungen und zufälligem Effekt Auge wurde getrennt für phake und pseudophake Augen die Nullhypothese getestet, ob die fünf Messwiederholungen identisch sind. Dieses Verfahren ermöglicht den Vergleich von mehr als zwei Mittelwerten und berücksichtigt dabei Abhängigkeiten, die es aufgrund der mehrfachen Vermessung eines Auges gibt. Die Berechnungen basieren sowohl auf Unterschieden, die es zwischen den Augen gibt als auch auf Unterschieden innerhalb eines Auges.

Zur Quantifizierung der Intraobservervariabilität und damit der Reproduzierbarkeit der Messung bei wiederholten Messungen durch einen Untersucher wurde die maximale Differenz zwischen den fünf

Messwiederholungen berechnet (Differenz zwischen dem größten und dem kleinsten Wert) und für phake und pseudophake Augen beschrieben.

Mit dem Mann-Whitney-U-Test wurde die Nullhypothese getestet, ob die Reproduzierbarkeit phaker und pseudophaker Augen identisch ist.

Zur Quantifizierung der Interobservervariabilität wurden die Messungen von jedem Untersucher zunächst über den Mittelwert zusammengefasst und anschließend für jedes Auge die Differenz dieser beiden Mittelwerte berechnet und beschrieben. Mit dem Wilcoxon-Rangsummentest für verbundene Stichproben wurde getrennt für phake und pseudophake Augen getestet, ob sich die gemittelten Messungen von Untersucher 1 und Untersucher 2 unterscheiden. Zusätzlich wurde mit dem Mann-Whitney-U-Test getestet, ob die Differenz zwischen den gemittelten Messungen der beiden Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen unterschiedlich ist.

Der Wilcoxon-Rangsummentest und der Mann-Whitney-U-Test sind nicht-parametrische Verfahren, die keinen speziellen Verteilungstyp (wie z.B. die Normalverteilung) voraussetzen. Die Berechnung der Teststatistiken und der p-Werte beruhen auf Rängen. Beide Verfahren sind daher robust gegenüber Ausreißern.

Alle p-Werte wurden zweiseitig zum Signifikanzniveau 0,05 berechnet [140].

2.12.2. Graphische Darstellung:

Die graphische Darstellung der erhobenen Daten erfolgte durch Scatterplots. Hier wurden die Messwiederholungen oder die gemittelten Werte von jedem Auge dargestellt.

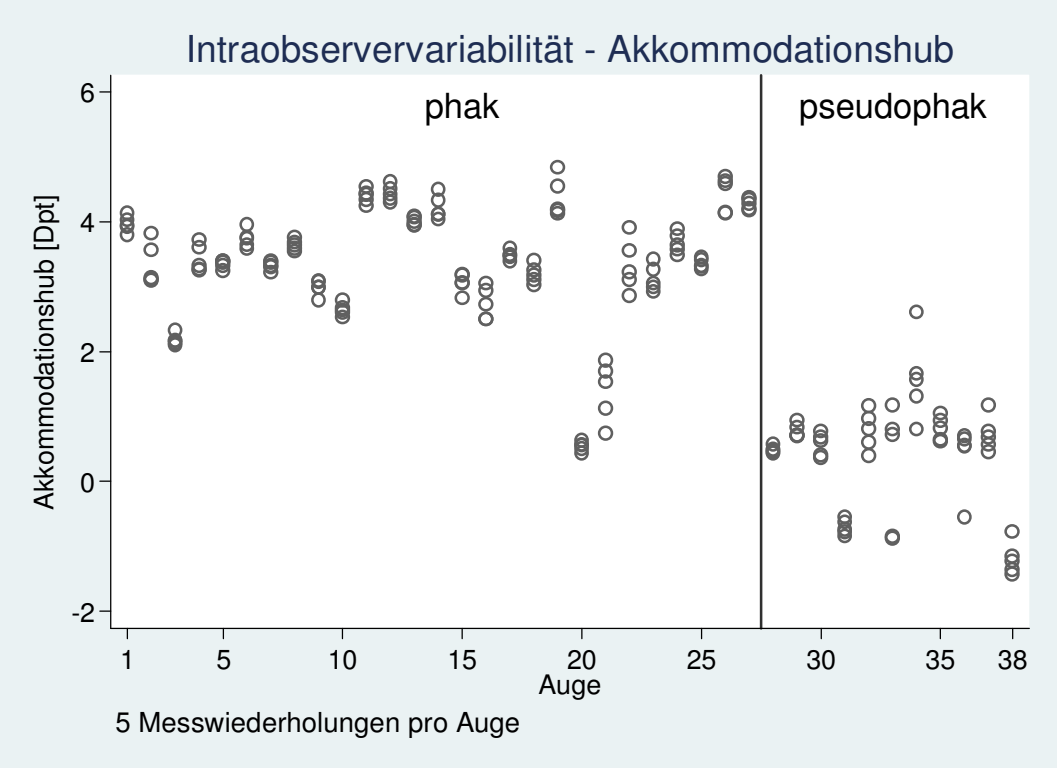

Abbildung 39: Beispiel für ein Scatterplot

Boxplots wurden benutzt, um die maximale Differenz zwischen den fünf Messwiederholungen (Intraobservervariabiltiät) bzw. die gemittelten Werte und die Differenz zwischen Untersucher 1 und 2 (Interobservervariabiltiät) darzustellen. Diese graphische Darstellung ermöglicht es, zentrale Tendenz, Streuung, Schiefe und Spannweite einer Verteilung (inkl. möglicher Ausreißer) in einem Bild zusammenzufassen.

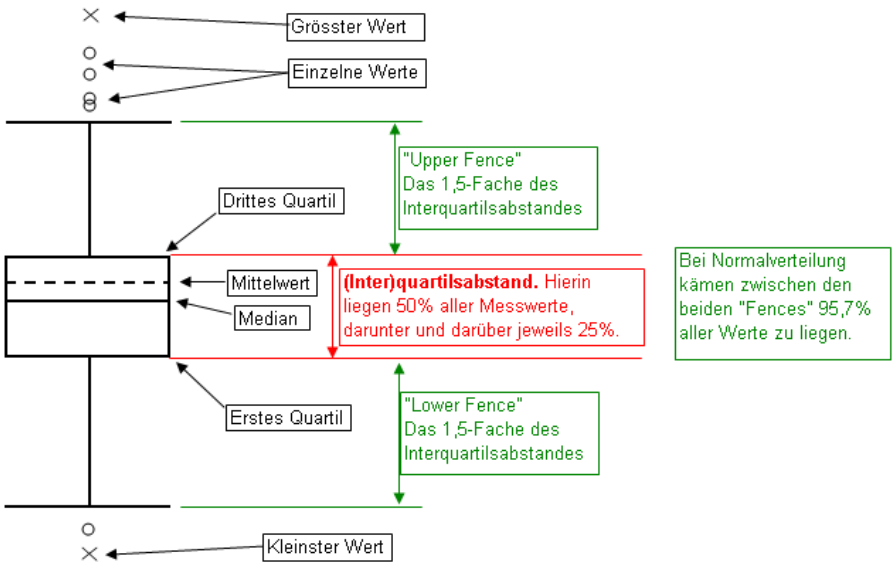

Abbildung 40: Beispiel für ein Boxplot [113]

2.12.3. Software:

Die Datentabellen für diese Arbeit wurden mit Hilfe des Programms Microsoft Office Excel 2007 für Windows, Microsoft Corporation, erstellt.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm Stata/IC 10.1 für Windows, StataCorp LP, College Station, USA.

3. Ergebnisse:

Bei der Analyse des Akkommodationshubs mit dem dynamischen Stimulationsaberrometer konnten insgesamt 68 Augen von 44 Probanden eingeschlossen werden. Hierbei handelt es sich um Probanden zwischen 17 und 83 Jahren, sowohl mit phaken als auch mit pseudophaken Augen.

3.1. Demographische Daten:

Die Aufschlüsselung der Probanden nach entsprechendem Untersuchungskollektiv zeigt sich in folgender Tabelle:

Tabelle 3: Geschlechtsverteilung in den Datensätzen zur Interobservervariabilität (Inter) und Intraobservervariabilität (Intra)

	Inter (n=19)		Intra (n=25)		insgesamt (n=44)	
	n	%	n	%	n	%
männlich	6	31.6	10	40.0	16	36.4
weiblich	13	68.4	15	60.0	28	63.6

Die nachfolgenden Tabellen (Tab. 4 und 5) beschreiben die Altersverteilung der Probanden sowohl bei den beiden Hauptgruppen (Kollektiv zur Untersuchung der Interobservervariabilität und der Intraobservervariabilität) als auch in Abhängigkeit vom Geschlecht:

Tabelle 4: Altersverteilung in Jahren in beiden Kollektiven

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
Inter	19	45.3	19.4	42.0	22.0-72.0
Intra	25	44.6	23.5	36.0	17.0-83.0
insgesamt	44	44.9	21.6	37.0	17.0-83.0

Tabelle 5: Altersverteilung in Jahren in Abhängigkeit vom Geschlecht

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
männlich	16	47.3	23.6	40.0	17.0-83.0
weiblich	28	43.6	20.6	36.0	19.0-77.0
insgesamt	44	44.9	21.6	37.0	17.0-83.0

Diese Tabelle 6 schlüsselt nochmals die Altersverteilung innerhalb der beiden Hauptkollektive nach Geschlecht auf:

Tabelle 6: Altersverteilung in Jahren in Abhängigkeit von Kollektiv und Geschlecht

		gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
Inter	männlich	6	44.3	19.4	39.0	25.0-70.0
	weiblich	13	45.7	20.2	43.0	22.0-72.0
Intra	männlich	10	49.0	26.7	40.5	17.0-83.0
	weiblich	15	41.7	21.5	36.0	19.0-77.0

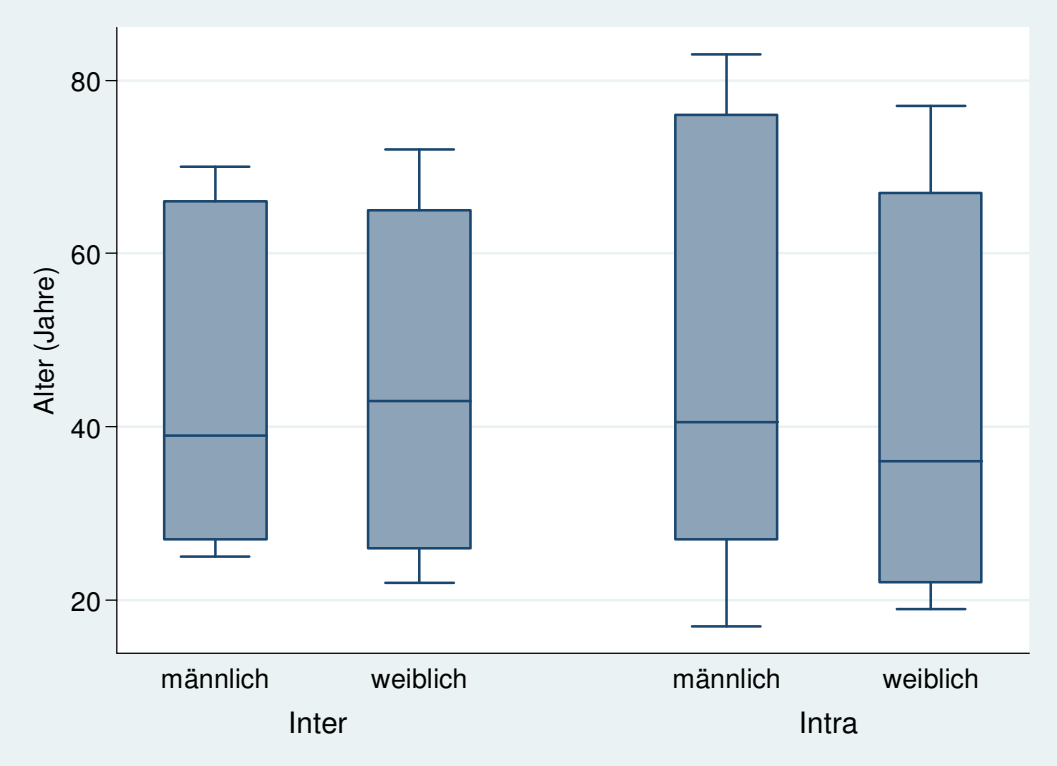

Abbildung 41: Boxplot zur Darstellung der Altersverteilung in Abhängigkeit von Geschlecht und Kollektiv

Entsprechend dem Studienprotokoll konnte die Zahl der akquirierten Probanden bzw. der Augen in den entsprechenden Gruppen teilweise sogar übertroffen werden:

- **Untersuchung der Intraobservervariabilität:**
    - 27 gesunde, phake Augen (Soll = 20 Augen)
    - 11 pseudophake Augen (Soll = 8 Augen)
- **Untersuchung der Interobservervariabilität:**
    - 20 gesunde, phake Augen (Soll = 20 Augen)
    - 10 pseudophake Augen (Soll = 8 Augen).

In der folgenden Darstellung der Ergebnisse zeigen die Abbildungen die Box- und Whiskerplots der jeweiligen Untersuchungswerte, die Tabellen die vergleichende Darstellung der Ergebnisse zwischen den Gruppen.

3.2. Analyse der Intraobservervariabilität:

Im Rahmen der durchgeführten Untersuchungen wurde die Intraobservervariabilität des Akkommodationshubs, d.h. die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei mehrfacher Messung mit dem dynamischen Stimulationsaberrometer durch einen Untersucher analysiert.

Bei den Messungen durch einen Untersucher sind Daten von sowohl phaken als auch pseudophaken Augen erhoben worden. In dieses Kollektiv wurden 25 Probanden eingeschlossen, d.h. 16 Probanden mit phaken Augen und 9 Probanden mit pseudophaken Augen. Insgesamt liegen somit in dieser Gruppe die Ergebnisse von 38 Augen vor, darunter 27 phake Augen (71,0 %) und 11 pseudophake Augen (29,0 %).

3.2.1. Akkommodationshub:

In Tabelle 7 werden die Ergebnisse der 5 Messwiederholungen anhand von Mittelwert (Mw), Standardabweichung (SD), Median sowie Minimum und Maximum (Min-Max) in Bezug auf den Akkommodationshub beschrieben.

Tabelle 7: Akkommodationshub [Dpt] – intraindividuelle Messungen

	Mw	SD	Median	Min-Max
phak (n=27)				
Messung 1	3.34	0.92	3.39	0.50-4.63
Messung 2	3.37	0.88	3.32	0.63-4.70
Messung 3	3.37	0.90	3.45	0.57-4.50
Messung 4	3.33	0.94	3.49	0.56-4.59
Messung 5	3.38	0.99	3.55	0.44-4.84
pseudophak (n=11)				
Messung 1	0.31	0.77	0.45	-0.85-1.66
Messung 2	0.56	1.04	0.65	-1.43-2.61
Messung 3	0.49	0.73	0.77	-1.16-1.17
Messung 4	0.39	0.80	0.60	-1.36-1.57
Messung 5	0.26	0.89	0.63	-1.23-1.31

Die nächste Graphik (Abb. 42) zeigt die 5 intraindividuellen Messwiederholungen der Analyse des Akkommodationshubs. Dabei ist die Sortierung im Diagramm mit der Reihenfolge der Augen im Datensatz identisch.

Zunächst sind die Messergebnisse der phaken Augen, gefolgt von den Messergebnissen der pseudophaken Augen, dargestellt. Um diese beiden Gruppen besser voneinander abzugrenzen, ist eine vertikale Linie eingezeichnet.

Für jedes der 38 vermessenen Augen werden die 5 Messwiederholungen durch einen Untersucher abgetragen. Hierbei liegen die Messwiederholungen eines Auges jeweils auf einer senkrechten Linie. Je näher die 5 Punkte (Kreise) beieinander liegen, desto ähnlicher sind sich die Messwiederholungen des Auges.

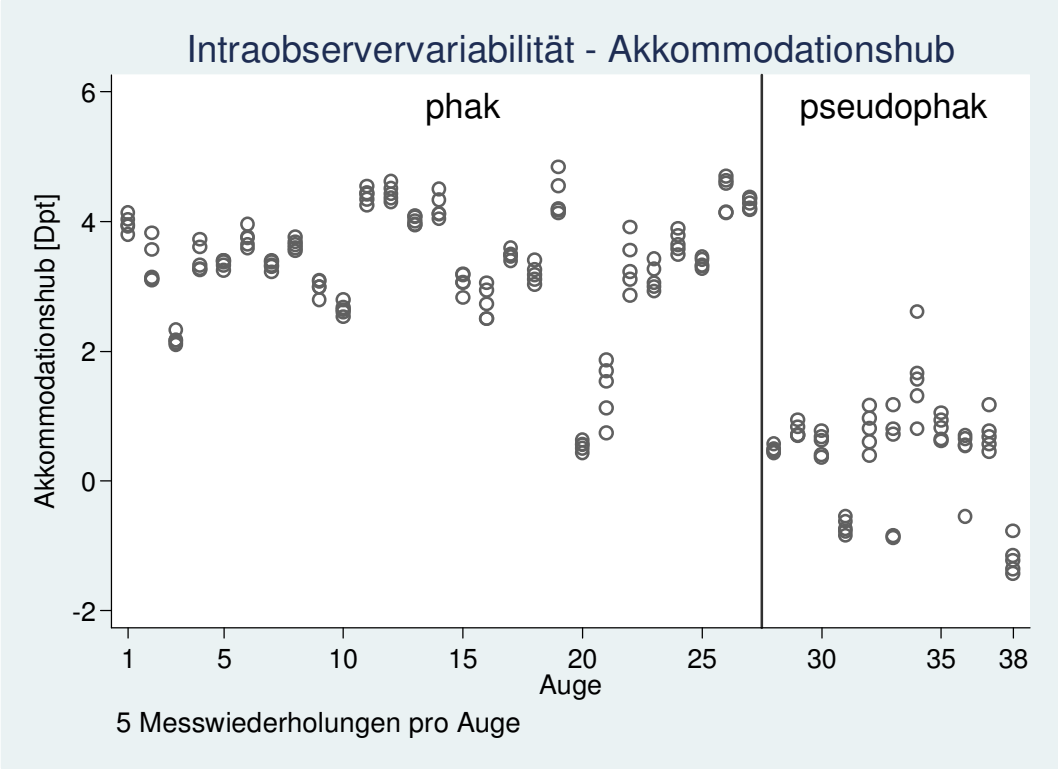

Abbildung 42: Akkommodationshub pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch einen Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen

Um den Unterschied zwischen den Messwiederholungen abschätzen zu können, ist für jedes Auge der maximale Unterschied zwischen den 5 einzelnen Messungen des Akkommodationshubs durch einen Untersucher berechnet worden (Tab. 8).

Hier ein Beispiel, wie der maximale Unterschied berechnet wurde:
Wenn man die folgenden Messergebnisse hat: 4,027 dpt, 3,925 dpt, 4,131 dpt, 3,942 dpt und 3,795 dpt, dann ist der maximale Abstand zwischen diesen 5 Werten 0,336 dpt (Differenz von 4,131 dpt und 3,795 dpt).

Tabelle 8: Akkommodationshub [Dpt], Reproduzierbarkeit, maximale Differenz zwischen den 5 Messungen

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
phak	27	0.40	0.26	0.34	0.14-1.12
pseudophak	11	0.80	0.64	0.66	0.14-2.05

3.2.1.1. Untersuchung der Reproduzierbarkeit:

Mit dem Mann-Whitney-U-Test wurde getestet, ob die Reproduzierbarkeit (gemessen als maximale Differenz zwischen den Messwiederholungen) bei phaken und pseudophaken Augen unterschiedlich ist. Hier resultiert ein p-Wert, und es gilt: Ist der p-Wert kleiner als das Signifikanzniveau, dann unterscheiden sich phake und pseudophake Augen signifikant hinsichtlich der Reproduzierbarkeit voneinander.

Der p-Wert des Mann-Whitney-U-Tests liegt in diesem Fall mit p = 0,052 knapp über dem Signifikanzniveau.

Insgesamt deutet sich somit an, daß die Abweichungen zwischen den Messwiederholungen durch einen Untersucher bei den pseudophaken Augen größer sind als bei den phaken Augen.

Die beiden Gruppen unterscheiden sich jedoch nicht signifikant hinsichtlich der Reproduzierbarkeit (p = 0,052).
Das folgende Diagramm (Abb. 43) zeigt die Reproduzierbarkeit, gemessen als maximale Differenz zwischen den 5 Messwiederholungen, bei phaken und pseudophaken Augen.

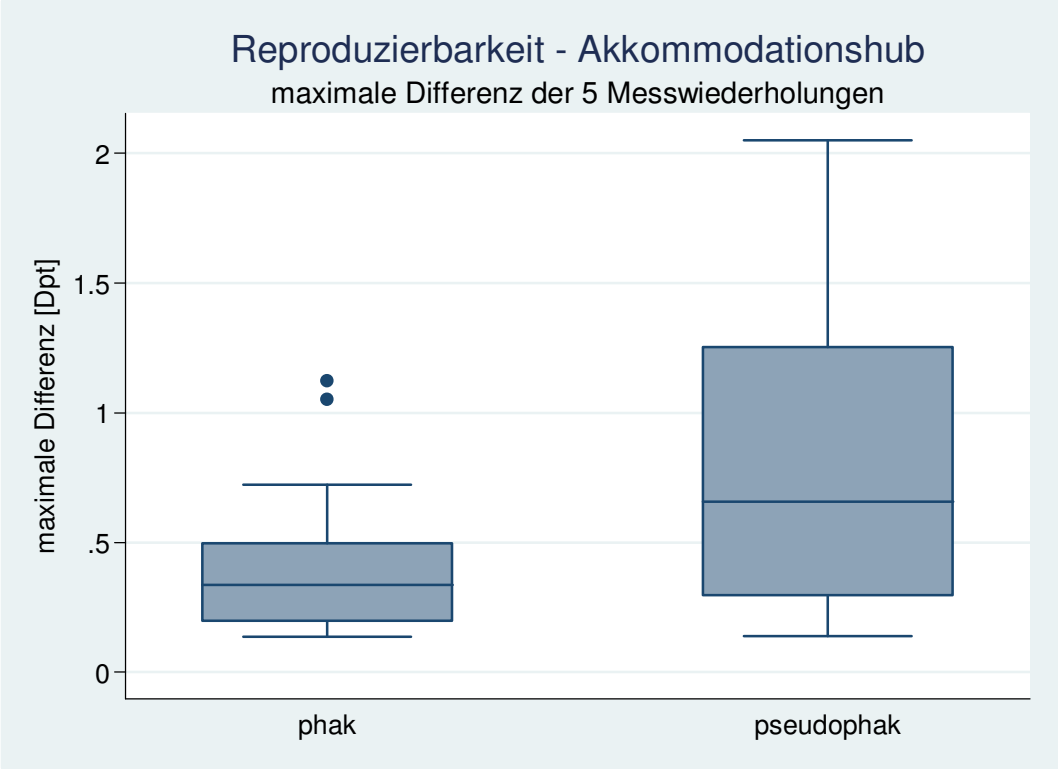

Abbildung 43: Darstellung der Reproduzierbarkeit als Boxplot, gemessen als maximale Differenz zwischen den Messwiederholungen, bei phaken und pseudophaken Augen

Im nächsten Schritt wird durch eine Varianzanalyse mit Messwiederholungen getestet, ob sich die 5 Messwiederholungen durch einen Untersucher signifikant voneinander unterscheiden.

Bei dieser Analyse resultiert ein p-Wert. Ist dieser p-Wert kleiner als das gewählte Signifikanzniveau von 0,05, dann unterscheiden sich die Messwiederholungen signifikant voneinander. Die Berechnung des p-Wertes wurde für phake und pseudophake Augen getrennt voneinander vorgenommen (Tab. 9 und 10).

Tabelle 9: Akkommodationshub, phake Augen, Varianzanalyse mit 5 Messwiederholungen

	F	p-Wert
Messwiederholung	0.28	0.890

Tabelle 10: Akkommodationshub, pseudophake Augen, Varianzanalyse mit 5 Messwiederholungen

	F	p-Wert
Messwiederholung	0.91	0.467

3.2.1.2. Fazit:

Sowohl in der Gruppe der phaken Augen als auch in der Gruppe der pseudophaken Augen unterscheiden sich die 5 Messwiederholungen durch einen Untersucher nicht signifikant voneinander.

Faßt man die 5 Messungen über den Mittelwert zusammen, dann resultiert:

Tabelle 11: Akkommodationshub [Dpt], Zusammenfassung der 5 Messungen über den Mittelwert

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
phak	27	3.36	0.91	3.35	0.54-4.44
pseudophak	11	0.40	0.76	0.57	-1.19-1.59

3.2.1.3. Ergebnis:

Weder bei phaken noch bei pseudophaken Augen unterscheiden sich die Messwiederholungen bei Messung durch einen Untersucher signifikant voneinander.

Die maximale Differenz zwischen den Messwiederholungen liegt bei phaken Augen im Durchschnitt bei 0,40 dpt (SD = 0,26 dpt). Es deutet sich an, dass die maximale Differenz bei pseudophaken Augen größer ist (Mittelwert = 0,80 dpt, SD = 0,64 dpt).

Insgesamt unterscheiden sich die beiden Gruppen jedoch nicht signifikant in Bezug auf den Akkommodationshub bei Durchführung der Untersuchung durch einen Untersucher.

3.2.2. Differenz der Pupillenweite:

Bei der Untersuchung der Intraobservervariabilität wurde neben dem Akkomodationshub auch die Differenz der Pupillenweite zwischen Fern- und Nahakkommodation analysiert, um auch in diesem Bereich die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei mehrfacher Messung zu validieren.

In Tabelle 12 werden die Ergebnisse der 5 Messwiederholungen anhand von Mittelwert (Mw), Standardabweichung (SD), Median sowie Minimum und Maximum (Min-Max) in Bezug auf die Differenz der Pupillenweite beschrieben.

Tabelle 12: Pupillendifferenz [mm]

	Mw	SD	Median	Min-Max
phak (n=27)				
Messung 1	1.49	0.71	1.41	0.28-3.50
Messung 2	1.49	0.50	1.39	0.56-2.37
Messung 3	1.52	0.53	1.34	0.42-2.66
Messung 4	1.40	0.60	1.47	0.23-2.68
Messung 5	1.51	0.49	1.40	0.61-2.80
pseudophak (n=11)				
Messung 1	0.48	0.67	0.76	-0.52-1.58
Messung 2	0.32	0.88	0.27	-1.13-1.47
Messung 3	0.65	0.65	0.66	-0.50-1.39
Messung 4	0.08	0.92	-0.16	-0.86-1.76
Messung 5	0.66	0.74	0.84	-0.95-1.37

Die Abbildung 44 beschreibt die 5 intraindividuellen Messwiederholungen in Bezug auf die Differenz der Pupillenweite. Hier ist wie bei der Darstellung des Akkommodationshubs die Sortierung im Diagramm mit der Reihenfolge der Augen im Datensatz identisch.

Zunächst sind die Messergebnisse der phaken Augen, gefolgt von den Messergebnissen der pseudophaken Augen dargestellt. Beide Gruppen sind durch eine vertikal eingezeichnete Linie voneinander abzugrenzen.

Für jedes der 38 vermessenen Augen werden die 5 Messwiederholungen durch einen Untersucher abgetragen. Hierbei liegen die Messwiederholungen eines Auges jeweils auf einer senkrechten Linie. Je näher die 5 Punkte (Kreise) beieinander liegen, desto ähnlicher sind sich die Messwiederholungen des Auges in Bezug auf die Differenz der Pupillenweite.

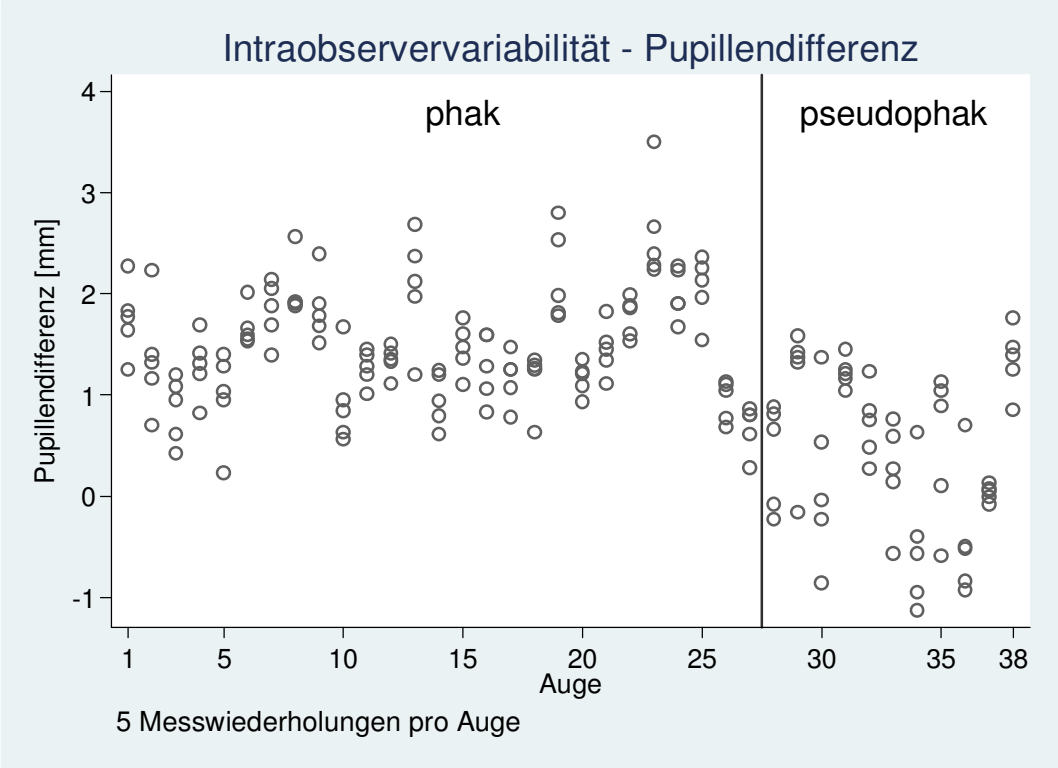

Abbildung 44: Pupillendifferenz pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch einen Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen

Wie beim Akkommodationshub ist auch bei der Differenz der Pupillenweite für jedes Auge der maximale Unterschied zwischen den 5 einzelnen Messungen durch einen Untersucher berechnet worden. Dadurch ist es möglich, den Unterschied zwischen den Messwiederholungen auch in diesem Fall abzuschätzen (Tab. 13).

Tabelle 13: Pupillendifferenz [mm], Reproduzierbarkeit, maximale Differenz zwischen den 5 Messungen

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
phak	27	0.79	0.31	0.71	0.39-1.53
pseudophak	11	1.27	0.62	1.33	0.21-2.23

3.2.2.1. Untersuchung der Reproduzierbarkeit:

Bei Anwendung des Mann-Whitney-U-Tests zur Testung der Reproduzierbarkeit in Bezug auf die Pupillendifferenz resultiert ein p-Wert von p = 0,015.
Dieser p-Wert von 0,015 zeigt, daß sich die Gruppe der phaken Augen und die Gruppe der pseudophaken Augen bei Messung durch einen Untersucher in Bezug auf die Differenz der Pupillenweite zwischen Fern- und Nahakkommodation signifikant voneinander unterscheiden.

Der ermittelte p-Wert ist kleiner als das Signifikanzniveau. Die beiden Gruppen unterscheiden sich somit signifikant hinsichtlich der Reproduzierbarkeit.

Insgesamt deutet sich an, daß die Abweichungen zwischen den Messwiederholungen durch einen Untersucher bei den pseudophaken Augen größer sind als bei den phaken Augen.

Die Abbildung 45 zeigt die Reproduzierbarkeit, gemessen als maximale Differenz zwischen den 5 Messwiederholungen, bei phaken und pseudophaken Augen in Bezug auf die Pupillendifferenz.

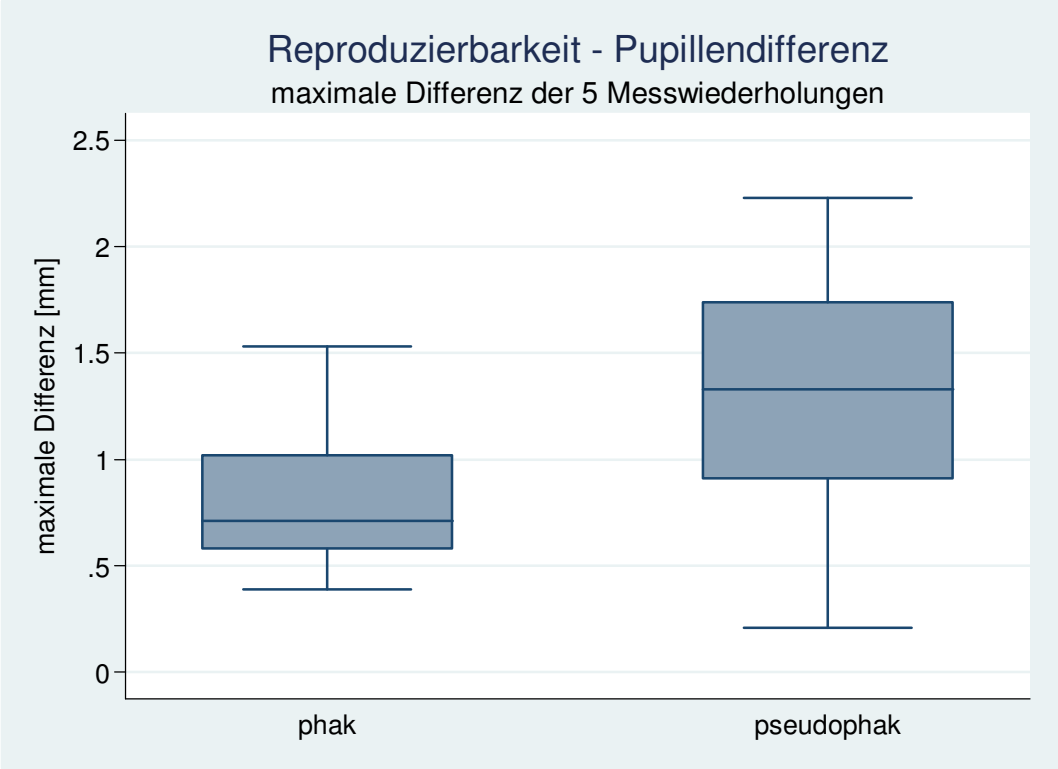

Abbildung 45: Darstellung der Reproduzierbarkeit als Boxplot, gemessen als maximale Differenz zwischen den Messwiederholungen, bei phaken und pseudophaken Augen

Im nächsten Schritt wird wiederum durch eine Varianzanalyse mit Messwiederholungen getestet, ob sich die 5 Messwiederholungen in Bezug auf die Pupillendifferenz durch einen Untersucher signifikant voneinander unterscheiden.

Die Berechnung des p-Wertes wurde für phake und pseudophake Augen getrennt voneinander vorgenommen. Es wird von einem Signifikanzniveau von 0,05 ausgegangen (Tab. 14 und 15).

Tabelle 14: Pupillendifferenz, phake Augen, Varianzanalyse mit 5 Messwiederholungen

	F	p-Wert
Messwiederholung	0.53	0.712

Tabelle 15: Pupillendifferenz, pseudophake Augen, Varianzanalyse mit 5 Messwiederholungen

	F	p-Wert
Messwiederholung	2.31	0.074

3.2.2.2. Fazit:

In keiner der beiden Gruppen unterscheiden sich die Messwiederholungen signifikant voneinander. Bei den pseudophaken Augen deutet sich jedoch an, daß die wiederholten Messungen nicht zum gleichen Ergebnis kommen ($p = 0{,}074$).

Faßt man die 5 Messungen über den Mittelwert zusammen, dann resultiert:

Tabelle 16: Pupillendifferenz [mm], Zusammenfassung der 5 Messungen über den Mittelwert

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
phak	27	1.48	0.48	1.36	0.67-2.61
pseudophak	11	0.44	0.62	0.41	-0.48-1.34

3.2.2.3. Ergebnis:

Weder bei phaken noch bei pseudophaken Augen unterscheiden sich die Messwiederholungen in Bezug auf die Differenz der Pupillenweite bei Fern- und Nahakkommodation signifikant voneinander. Bei pseudophaken Augen deuten sich jedoch Unterschiede an.

Insgesamt sind die Unterschiede zwischen den Messwiederholungen bei phaken Augen signifikant kleiner als bei pseudophaken Augen.

3.3. Analyse der Interobservervariabilität:

Im Rahmen der durchgeführten Studie mit dem dynamischen Stimulationsaberromter wurde neben der intraindividuellen Untersucher-unabhängigkeit auch die interindividuelle Untersucherunabhängigkeit analysiert.

Bezüglich der Interobservervariabilität wurden der Akkommodationshub und die Differenz des Pupillendurchmessers bei Fern- und Nahakkommodation durch 2 Untersucher statistisch ausgewertet.

Bei der Untersuchung der interindividuellen Untersucherunabhängigkeit konnten insgesamt 19 Probanden in dieses Kollektiv eingeschlossen werden. Unter diesen 19 Probanden befinden sich 11 Probanden mit phaken Augen und 8 Probanden mit pseudophaken Augen. Insgesamt liegen die Ergebnisse von 30 Augen vor, darunter 20 phake Augen (66,7 %) und 10 pseudophake Augen (33,3 %).

3.3.1. Akkommodationshub:

In den Tabellen 17 und 18 werden die Ergebnisse der 5 Messwiederholungen anhand von Mittelwert (Mw), Standardabweichung (SD), Median sowie Minimum und Maximum (Min-Max) in Bezug auf den Akkommodationshub bei den 2 Untersuchern beschrieben.

Tabelle 17: Phake Augen, Akkommodationshub [Dpt], Untersucher 1 und 2

phak (n=20)	Mw	SD	Median	Min-Max
Untersucher 1				
Messung 1	3.33	1.45	3.75	-0.59-4.58
Messung 2	3.36	1.45	3.83	-0.47-4.59
Messung 3	3.28	1.44	3.65	-0.60-4.47
Messung 4	3.34	1.49	3.84	-0.58-4.65
Messung 5	3.28	1.41	3.65	-0.51-4.35
Untersucher 2				
Messung 1	3.27	1.46	3.81	-0.62-4.58
Messung 2	3.24	1.48	3.77	-0.63-4.61
Messung 3	3.21	1.42	3.67	-0.51-4.42
Messung 4	3.32	1.43	3.85	-0.47-4.47
Messung 5	3.30	1.46	3.79	-0.57-4.57

Tabelle 18: Pseudophake Augen, Akkommodationshub [Dpt], Untersucher 1 und 2

pseudophak (n=10)	Mw	SD	Median	Min-Max
Untersucher 1				
Messung 1	-0.68	0.37	-0.77	-1.21--0.25
Messung 2	-0.71	0.51	-0.52	-1.72--0.23
Messung 3	-0.78	0.50	-0.65	-1.71--0.23
Messung 4	-0.83	0.42	-0.79	-1.54--0.37
Messung 5	-0.73	0.58	-0.47	-2.19--0.29
Untersucher 2				
Messung 1	-0.88	0.58	-0.72	-2.11--0.34
Messung 2	-0.82	0.64	-0.65	-2.36--0.19
Messung 3	-0.73	0.43	-0.55	-1.73--0.30
Messung 4	-0.70	0.26	-0.61	-1.10--0.42
Messung 5	-0.73	0.37	-0.59	-1.42--0.37

Die nächsten beiden Graphiken (Abb. 46 und 47) zeigen die 5 Messwiederholungen sowohl von Untersucher 1 als auch von Untersucher 2 in Bezug auf die Analyse des Akkommodationshubs. Dabei ist die Sortierung im Diagramm mit der Reihenfolge der Augen im Datensatz identisch.

Im ersten Plot sind die Messergebnisse der phaken Augen dargestellt, gefolgt von den Messergebnissen der pseudophaken Augen im zweiten Plot. Die Messergebnisse von Untersucher 1 sind mit einem blauen Kreis und die Messergebnisse von Untersucher 2 mit einem roten Dreieck gekennzeichnet.

Für jedes der 30 vermessenen Augen werden die 5 Messwiederholungen durch beide Untersucher abgetragen. Hierbei liegen die Messwiederholungen eines Auges jeweils auf einer senkrechten Linie. Je näher die 5 Kreise bzw. Dreiecke beieinander liegen, desto ähnlicher sind sich die Messwiederholungen des Auges.

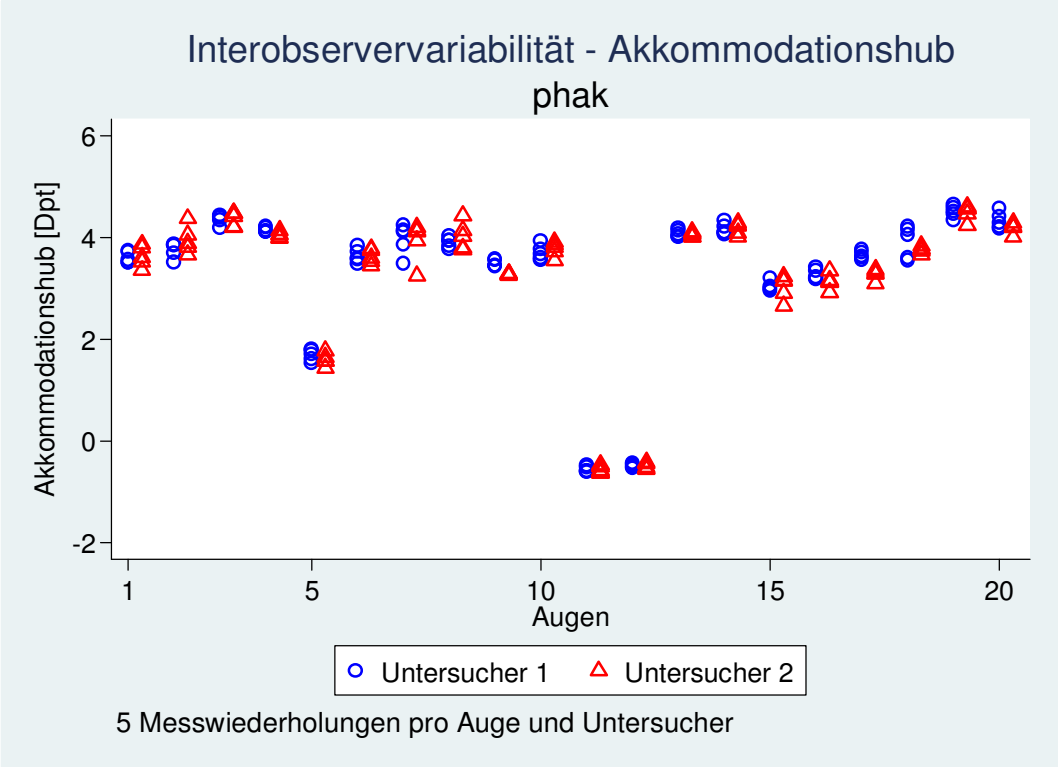

Abbildung 46: Akkommodationshub pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher bei phaken Augen

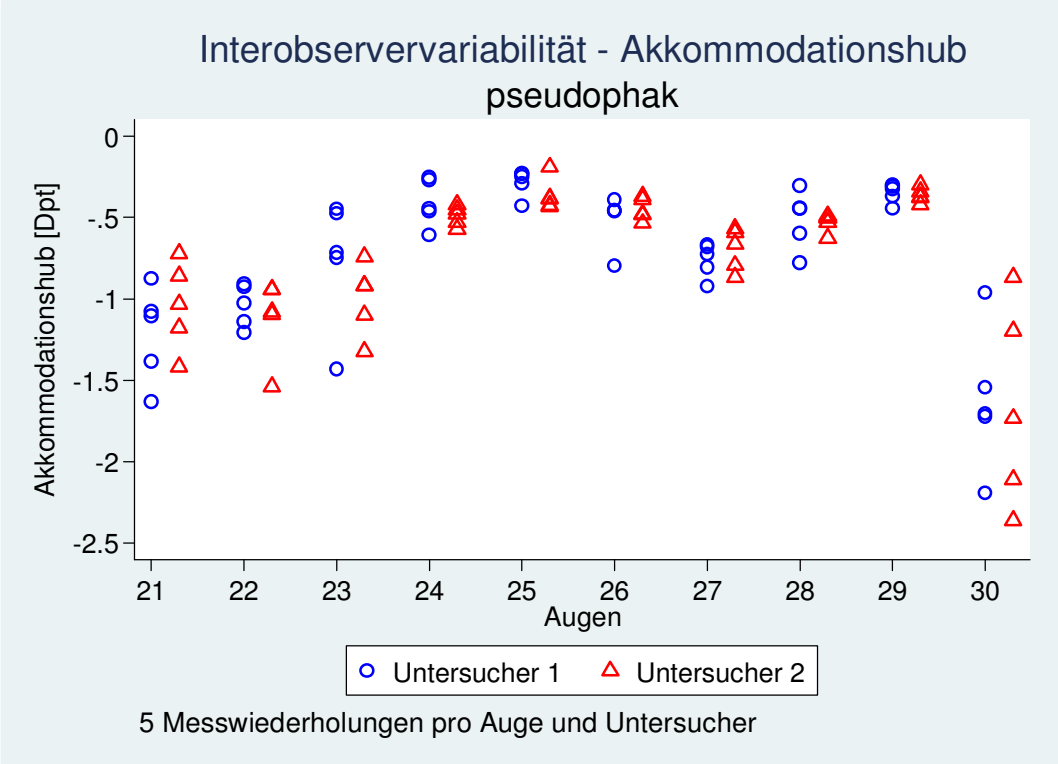

Abbildung 47: Akkommodationshub pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher bei pseudophaken Augen

Für die Untersuchung der Interobservervariabilität erfolgte die Zusammenfassung der 5 Messwiederholungen, indem jeweils der Mittelwert aus den 5 Messungen berechnet wurde (Tab. 19).

Tabelle 19: Akkommodationshub [Dpt], Zusammenfassung der 5 Messungen über den Mittelwert

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
phak					
Untersucher 1	20	3.32	1.44	3.74	-0.55-4.52
Untersucher 2	20	3.27	1.44	3.77	-0.56-4.50
pseudophak					
Untersucher 1	10	-0.75	0.43	-0.64	-1.63--0.29
Untersucher 2	10	-0.77	0.42	-0.61	-1.65--0.36

Die Abbildung 48 visualisiert die auf diesem Weg berechneten Mittelwerte des Akkommodationshubs pro Auge und Untersucher. Die Sortierung im Diagramm entspricht der Reihenfolge der Augen im Datensatz.

Zunächst sind die Messergebnisse der phaken Augen, gefolgt von den Messergebnissen der pseudophaken Augen dargestellt. Um diese beiden Gruppen besser voneinander abzugrenzen, ist eine vertikale Linie eingezeichnet.

Die Messergebnisse von Untersucher 1 sind wiederum durch einen blauen Kreis und die Messergebnisse von Untersucher 2 durch ein rotes Dreieck gekennzeichnet.

Für jedes der 30 vermessenen Augen werden die berechneten Mittelwerte des Akkommodationshubs aus den 5 Messwiederholungen für beide Untersucher abgetragen. Hierbei liegen die Mittelwerte eines Auges jeweils auf einer senkrechten Linie. Je näher der Kreis und das Dreieck beieinander liegen, desto ähnlicher sind die berechneten Mittelwerte des Akkommodationshubs für Untersucher 1 und für Untersucher 2.

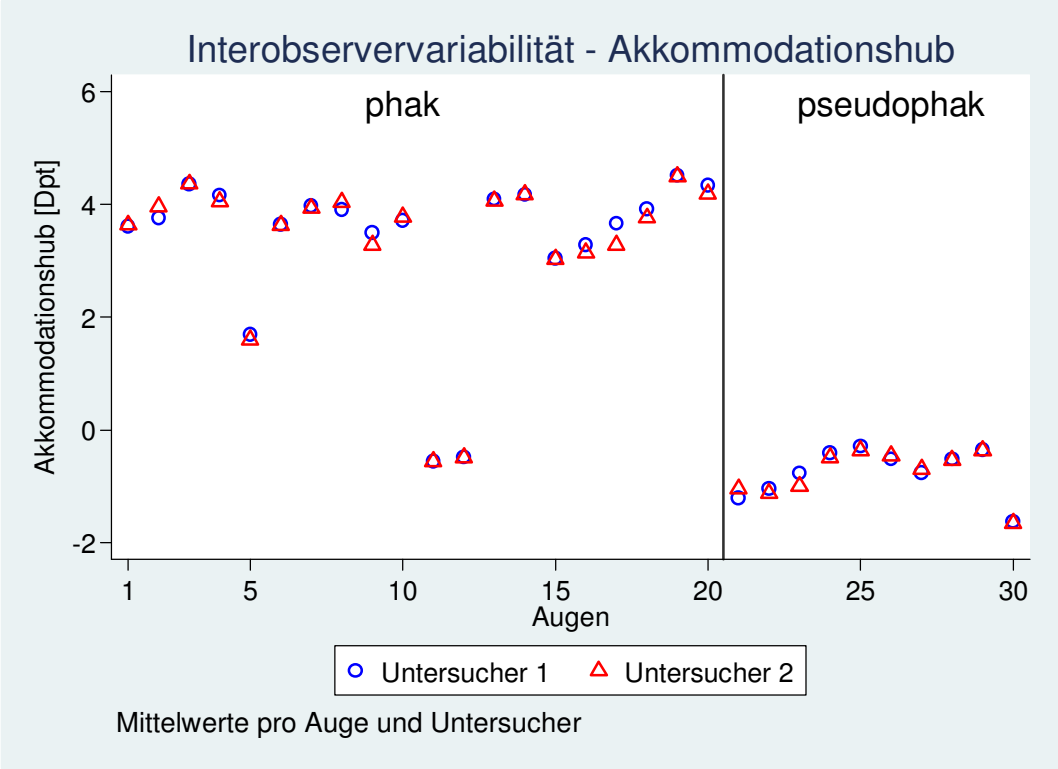

Abbildung 48: Mittelwert des Akkommodationshubs pro Auge und Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen

Mit dem Wilcoxon Rangsummentest für verbundene Stichproben wird getestet, ob sich die Messergebnisse, die sich nach der Mittelwertberechnung über die 5 Messwiederholungen ergeben, von Untersucher 1 und 2 unterscheiden. Der Test erfolgt getrennt für phake und pseudophake Augen:

p-Wert des Wilcoxon Rangsummentests, phak: $p = 0{,}062$

p-Wert des Wilcoxon Rangsummentests, pseudophak: $p = 0{,}333$.

Bei den phaken Augen deutet sich an, dass Untersucher 1 im Durchschnitt einen größeren Akkommodationshub misst als Untersucher 2. Der Unterschied zwischen beiden Untersuchern ist jedoch nicht signifikant.

Um den Unterschied zwischen den beiden Untersuchern abschätzen zu können, ist für jeden Untersucher der maximale Unterschied in Bezug auf den Mittelwert des Akkommodationshubs bei phaken und pseudophaken Augen berechnet worden (Tab. 20).

Tabelle 20: Akkommodationshub [Dpt], Reproduzierbarkeit, Differenz zwischen den beiden Untersuchern (Untersucher 1 – Untersucher 2)

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
phak	20	0.05	0.13	0.02	-0.20-0.38
pseudophak	10	0.02	0.11	0.02	-0.17-0.24

3.3.1.1. Untersuchung der Reproduzierbarkeit:

Mit dem Mann-Whitney-U-Test wurde getestet, ob die Reproduzierbarkeit (gemessen als maximale Differenz zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2) sowohl bei phaken als auch bei pseudophaken Augen unterschiedlich ist. Hier resultiert ein p-Wert und es gilt: ist der p-Wert kleiner als das Signifikanzniveau, dann unterscheiden sich Untersucher 1 und Untersucher 2 signifikant hinsichtlich der Reproduzierbarkeit voneinander.

Der p-Wert des Mann-Whitney-U-Tests liegt in diesem Fall mit p = 0,725 über dem Signifikanzniveau.

Das folgende Diagramm (Abb. 49) zeigt die Reproduzierbarkeit, gemessen als maximale Differenz zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2 bei phaken und pseudophaken Augen.

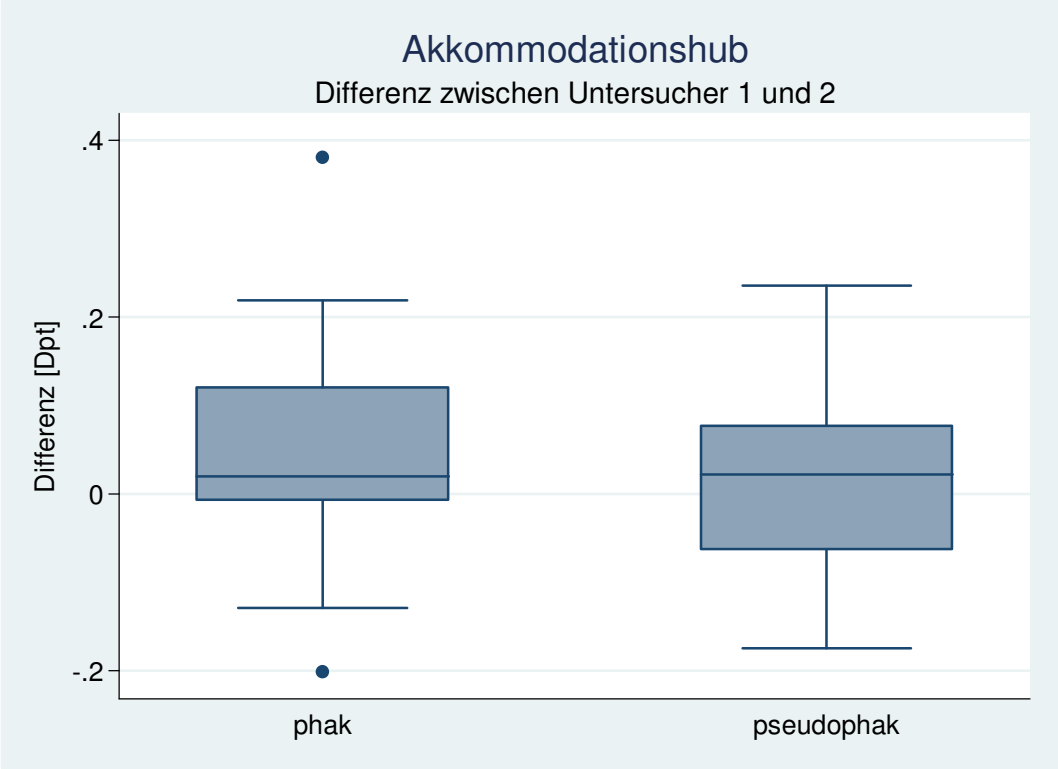

Abbildung 49: Darstellung der Reproduzierbarkeit als Boxplot, gemessen als maximale Differenz zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2, bei phaken und pseudophaken Augen

3.3.1.2. **Ergebnis:**

Die Messergebnisse von Untersucher 1 und 2 unterscheiden sich weder bei phaken Augen ($p = 0{,}062$) noch bei pseudophaken Augen ($p = 0{,}333$) signifikant.

Es deutet sich jedoch an, daß Untersucher 1 beim Akkommodationshub im Durchschnitt größere Werte misst als Untersucher 2.

Die Reproduzierbarkeit, gemessen als Differenz zwischen den beiden Untersuchern, von phaken und pseudophaken Augen unterscheidet sich nicht signifikant ($p = 0{,}725$).

3.3.2. Analyse der Differenz der Pupillenweite:

Bei der Untersuchung der Interobservervariabilität wurde neben dem Akkommodationshub auch die Differenz der Pupillenweite zwischen Fern- und Nahakkommodation analysiert, um in diesem Bereich die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei zwei verschiedenen Untersuchern zu validieren.

In den Tabellen 21 und 22 werden die Ergebnisse der 5 Messwiederholungen anhand von Mittelwert (Mw), Standardabweichung (SD), Median sowie Minimum und Maximum (Min-Max) in Bezug auf die Differenz der Pupillenweite sowohl für phake als auch pseudophake Augen aufgeschlüsselt nach Untersuchern beschrieben.

Tabelle 21: Phake Augen, Pupillendifferenz [mm], Untersucher 1 und 2

phak (n=20)	Mw	SD	Median	Min-Max
Untersucher 1				
Messung 1	1.99	0.48	1.94	1.10-3.00
Messung 2	2.03	0.58	1.99	1.07-3.26
Messung 3	1.88	0.55	1.78	1.04-3.25
Messung 4	1.86	0.51	1.97	0.86-2.58
Messung 5	2.03	0.58	1.99	0.91-3.25
Untersucher 2				
Messung 1	1.96	0.55	1.93	0.93-2.96
Messung 2	1.79	0.61	1.81	0.01-2.84
Messung 3	1.79	0.59	1.81	0.78-3.05
Messung 4	1.86	0.55	1.84	0.84-2.97
Messung 5	1.78	0.42	1.75	1.05-2.62

Tabelle 22: Pseudophake Augen, Pupillendifferenz [mm], Untersucher 1 und 2

pseudophak (n=10)	Mw	SD	Median	Min-Max
Untersucher 1				
Messung 1	0.48	0.66	0.74	-0.35-1.38
Messung 2	0.75	0.47	0.89	0.01-1.34
Messung 3	0.50	1.02	0.78	-1.38-1.96
Messung 4	0.31	0.82	0.32	-1.06-1.38
Messung 5	0.59	0.83	0.87	-1.19-1.24
Untersucher 2				
Messung 1	0.50	0.65	0.48	-0.61-1.30
Messung 2	0.44	0.67	0.41	-0.59-1.64
Messung 3	0.57	0.73	0.84	-1.18-1.11
Messung 4	0.55	1.02	0.80	-1.00-2.08
Messung 5	0.62	0.76	0.87	-1.06-1.29

Die Abbildungen 50 und 51 zeigen die 5 Messwiederholungen sowohl von Untersucher 1 als auch von Untersucher 2 in Bezug auf die Analyse der Differenz der Pupillenweite. Hierbei ist die Sortierung im Diagramm mit der Reihenfolge der Augen im Datensatz gleich.

Im ersten Plot sind die Messergebnisse der phaken Augen dargellt, gefolgt von den Messergebnissen der pseudophaken Augen im zweiten Plot. Die Messergebnisse von Untersucher 1 sind mit einem blauen Kreis und die Messergebnisse von Untersucher 2 mit einem roten Dreieck gekennzeichnet.

Für jedes der 30 vermessenen Augen werden die 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher abgetragen. Hierbei liegen die Messwiederholungen eines Auges jeweils auf einer senkrechten Linie. Je näher die 5 Kreise bzw. Dreiecke beieinander liegen, desto ähnlicher sind sich die Messwiederholungen des Auges.

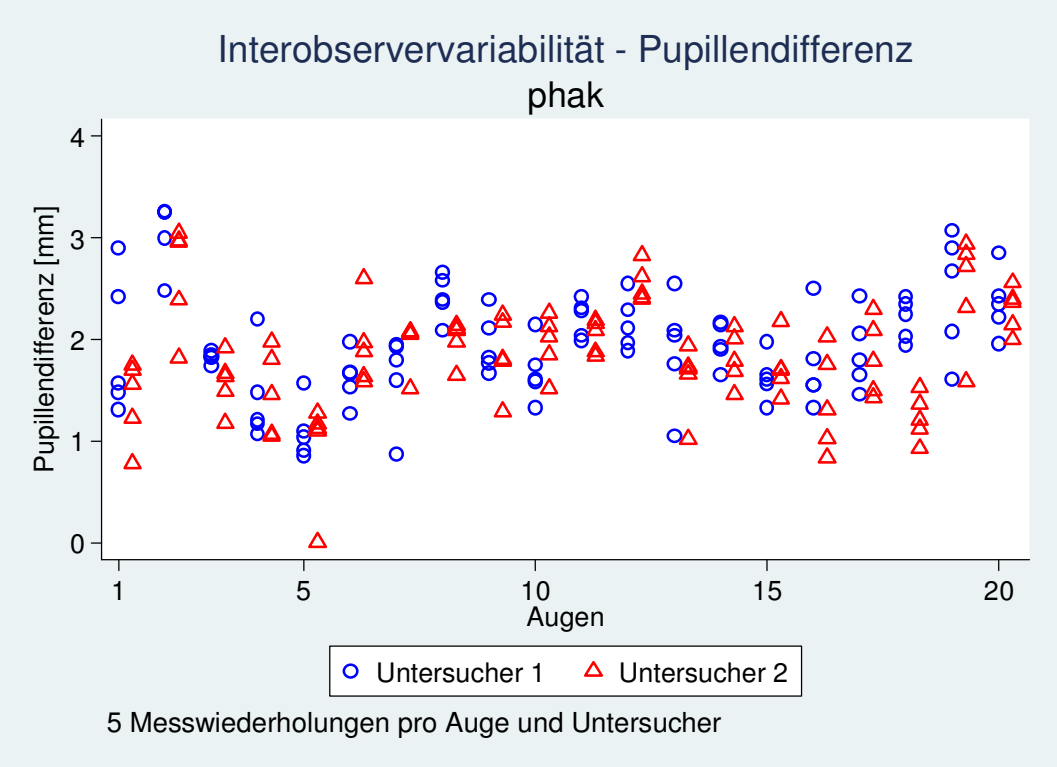

Abbildung 50: Pupillendifferenz pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher bei phaken Augen

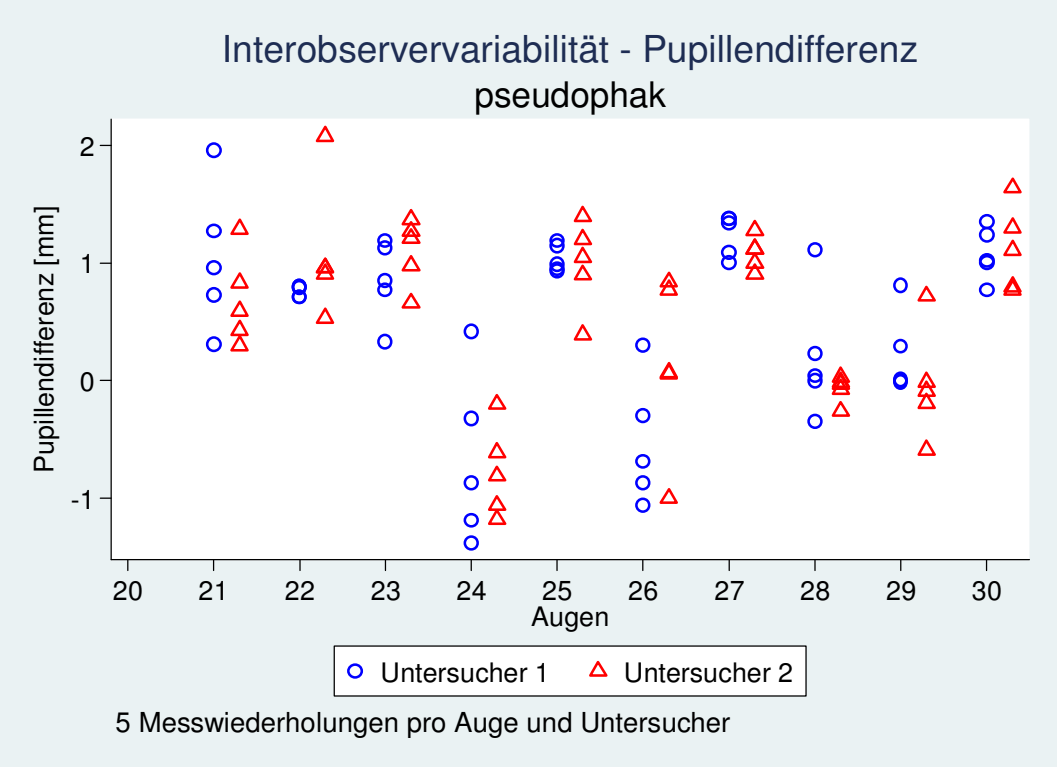

Abbildung 51: Pupillendifferenz pro Auge bei 5 Messwiederholungen durch 2 Untersucher bei pseudophaken Augen

Für die Untersuchung der Interobservervariabilität erfolgte die Zusammenfassung der 5 Messwiederholungen, indem jeweils der Mittelwert aus den 5 Messungen berechnet wurde (Tab. 23).

Tabelle 23: Pupillendifferenz [mm], Zusammenfassung der 5 Messungen über den Mittelwert

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
phak					
Untersucher 1	20	1.96	0.43	1.92	1.10-3.05
Untersucher 2	20	1.83	0.44	1.84	0.94-2.64
pseudophak					
Untersucher 1	10	0.53	0.69	0.81	-0.67-1.24
Untersucher 2	10	0.53	0.67	0.84	-0.77-1.12

Das nächste Plot (Abb. 52) visualisiert die auf diesem Weg berechneten Mittelwerte der Pupillendifferenz pro Auge und Untersucher. Die Sortierung im Diagramm entspricht der Reihenfolge der Augen im Datensatz.

Zunächst sind die Messergebnisse der phaken Augen, gefolgt von den Messergebnissen der pseudophaken Augen dargestellt. Um diese beiden Gruppen besser voneinander abzugrenzen, ist eine vertikale Linie eingezeichnet.

Die Messergebnisse von Untersucher 1 sind durch einen blauen Kreis und die Messergebnisse von Untersucher 2 durch ein rotes Dreieck gekennzeichnet.

Für jedes der 30 vermessenen Augen werden die berechneten Mittelwerte der Pupillendifferenz aus den 5 Messwiederholungen für beide Untersucher abgetragen. Hierbei liegen die Mittelwerte eines Auges jeweils auf einer senkrechten Linie. Je näher der Kreis und das Dreieck beieinander liegen, desto ähnlicher sind sich die berechneten Mittelwerte der Pupillendifferenz für Untersucher 1 und Untersucher 2.

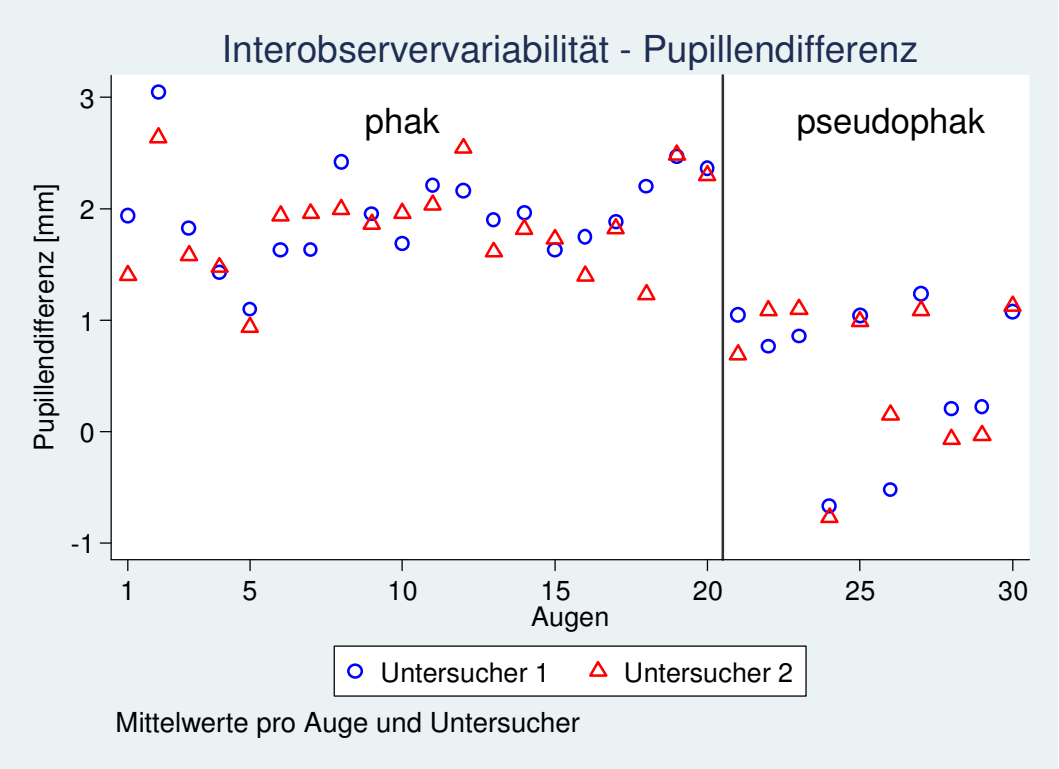

Abbildung 52: Mittelwert der Pupillendifferenz pro Auge und Untersucher bei phaken und pseudophaken Augen

Mit dem Wilcoxon Rangsummentest für verbundene Stichproben wird getestet, ob sich die Messergebnisse, die sich nach der Mittelwertberechnung über die 5 Messwiederholungen ergeben, von Untersucher 1 und 2 unterscheiden. Der Test erfolgt getrennt für phake und pseudophake Augen:

p-Wert des Wilcoxon Rangsummentests, phak: p = 0,117

p-Wert des Wilcoxon Rangsummentests, pseudophak: p = 0,721.

Bei den phaken Augen deutet sich an, daß Untersucher 1 im Durchschnitt eine größere Differenz der Pupillenweite misst als Untersucher 2. Der Unterschied zwischen beiden Untersuchern ist jedoch nicht signifikant.

Um den Unterschied zwischen den beiden Untersuchern abschätzen zu können, ist für jeden Untersucher der maximale Unterschied in Bezug auf den Mittelwert der Pupillendifferenz bei phaken und pseudophaken Augen berechnet worden (Tab. 24).

Tabelle 24: Pupillendifferenz [mm], Reproduzierbarkeit, Differenz zwischen den beiden Untersuchern (Untersucher 1 – Untersucher 2)

	gültige N	Mw	SD	Median	Min-Max
phak	20	0.12	0.33	0.12	-0.38-0.97
pseudophak	10	-0.01	0.32	0.08	-0.67-0.36

3.3.2.1. Untersuchung der Reproduzierbarkeit:

Mit dem Mann-Whitney-U-Test wurde getestet, ob die Reproduzierbarkeit (gemessen als maximale Differenz zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2) sowohl bei phaken als auch bei pseudophaken Augen unterschiedlich ist. Hier resultiert ein p-Wert und es gilt: ist der p-Wert kleiner als das Signifikanzniveau, dann unterscheiden sich Untersucher 1 und Untersucher 2 signifikant hinsichtlich der Reproduzierbarkeit voneinander.

Der p-Wert des Mann-Whitney-U-Tests liegt in diesem Fall mit p = 0,468 über dem Signifikanzniveau.

Die Abbildung 53 zeigt die Reproduzierbarkeit, gemessen als maximale Differenz zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2 bei phaken und pseudophaken Augen.

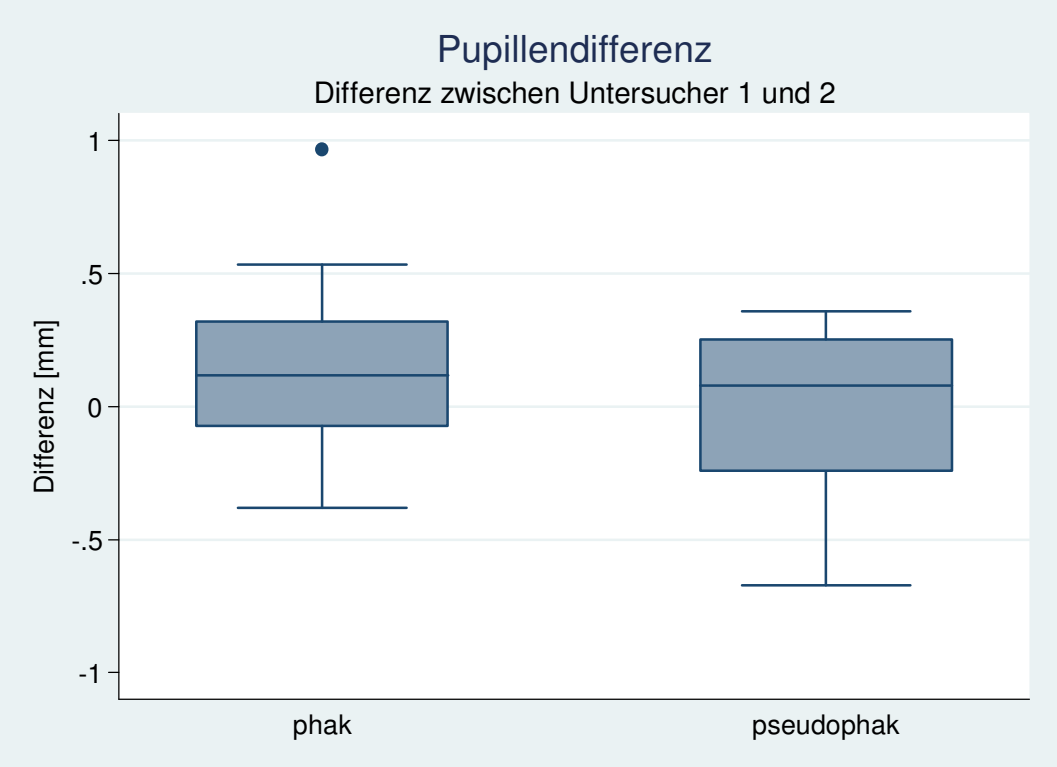

Abbildung 53: Darstellung der Reproduzierbarkeit als Boxplot, gemessen als maximale Differenz zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2, bei phaken und pseudophaken Augen

3.3.2.2. **Ergebnis:**

Die Messergebnisse von Untersucher 1 und 2 unterscheiden sich weder bei phaken Augen (p = 0,117) noch bei pseudophaken Augen (p = 0,721) signifikant. Es deutet sich jedoch an, daß Untersucher 1 im Durchschnitt größere Werte misst als Untersucher 2.

Die Reproduzierbarkeit, gemessen als Differenz zwischen den beiden Untersuchern, von phaken und pseudophaken Augen unterscheidet sich nicht signifikant (p = 0,468).

3.4. Zusammenfassung:

Bei der statistischen Analyse der Intraobservervariabilität des Akkommodationshubs zeigen sich bei den pseudophaken Augen größere Abweichungen als bei den phaken Augen. Sowohl die Gruppe der phaken Augen als auch die Gruppe der pseudophaken Augen in diesem Kollektiv unterscheidet sich allerdings nicht signifikant in Bezug auf die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse bei Messung durch einen Untersucher.

Im Rahmen der statistischen Auswertung der Messungen in Bezug auf die Differenz der Pupillenweite zwischen Fern- und Nahakkommodation durch einen Untersucher zeigt sich, daß sich die Messwiederholungen in keiner der beiden Gruppen, d.h. sowohl bei den phaken als auch bei den pseudophaken Augen, signifikant voneinander unterscheiden. Bei den pseudophaken Augen deutet sich jedoch an, daß die Abweichungen zwischen den Messwiederholungen durch einen Untersucher größer sind als bei den phaken Augen.

Bei der Datenauswertung bezüglich der Interobservervariabilität des Akkommodationshubs zeigt sich, daß Untersucher 1 im Durchschnitt einen größeren Akkommodationshub misst als Untersucher 2. Der Unterschied zwischen beiden Untersuchern in Bezug auf die Reproduzierbarkeit ist jedoch nicht signifikant.

Die Analyse der Differenz der Pupillenweite in Bezug auf die Interobservervariabilität zeigt, daß Untersucher 1 im Durchschnitt eine größere Pupillendifferenz misst als Untersucher 2. Der Unterschied zwischen beiden Untersuchern ist jedoch nicht signifikant. Auch die Reproduzierbarkeit von phaken und pseudophaken Augen bei Messung durch zwei Untersucher unterscheidet sich nicht signifikant.

Somit läßt sich zusammenfassend sagen, daß bei der dynamischen Stimulationsaberrometrie die Untersuchungsergebnisse in Bezug auf den Akkommodationshub und die Differenz der Pupillenweite keinen signifikanten Unterschied bei mehreren Messungen durch einen Untersucher aber auch bei mehreren Messungen durch zwei Untersucher zeigen.

Somit handelt es sich bei der dynamischen Stimulationsaberrometrie um eine aussagekräftige Untersuchungsmethode in der Ophthalmologie zur objektiven Messung der Akkommodationsleistung, die reproduzierbare Ergebnisse liefert.

4. Diskussion:

Im Rahmen der Untersuchungen mit dem dynamischen Stimulationsaberrometer hat sich gezeigt, daß die Messungen des Akkommodationshubs bei dem von uns verwendeten Verfahren relativ zeitaufwendig sind. Initial bedarf es einer gewissen Selektion der Probanden, um qualitativ gute und valide Untersuchungsergebnisse zu erhalten.

Im Folgenden sollen somit die Grenzen und vielfältigen Möglichkeiten dieses Untersuchungssystems für die Ophthalmologie diskutiert werden.

4.1. Grenzen der dynamischen Stimulationsaberrometrie:

Auch die dynamische Stimulationsaberrometrie zur Analyse der Akkommodationsleistung hat Grenzen in ihrem Einsatzbereich. An dieser Stelle sollen für das vorhandene Meßsystem keine allgemeinen Regeln aufgestellt werden, da zunächst Erfahrungen hinsichtlich der (binokularen) Stimulierbarkeit gesammelt werden müssen. Viele Aspekte beruhen auf persönlichen Erfahrungen, die sich erst im Rahmen der durchgeführten Studie aufgezeigt haben.

4.1.1. Binokulare Stimulation:

Abhängig von den Fähigkeiten des Probanden zur binokularen Stimulation ist zu beachten, daß sich die Akkommodations-Stimulation entweder binokular oder auch monokular einstellen kann. Je nach Folge- und Führungsfunktionalität des gemessenen oder ungemessenen Auges sind unterschiedliche Ausprägungen hinsichtlich der (binokularen) Stimulation möglich. Dasselbe gilt für den erreichten Stimulations- bzw. Akkommodationshub [7, 28, 30, 32, 33, 61, 71, 77, 79, 106, 125, 154].

Zu beachten sind insbesondere auch Probanden, mit z.B. stark unterschiedlicher Refraktion beider Augen, Refraktions-Amblyopie und anderen Besonderheiten, für die sich gegebenenfalls keine binokulare Stimulation einstellen läßt oder womöglich die eigentliche Stimulation im Wesentlichen nur für das nicht gemessene Auge wirksam sein könnte.

4.1.2. Ametropien – Myopie:

Probanden mit größeren Ametropien, d.h. vor allem Probanden mit einer Myopie von mehr als – 3 dpt, hatten deutliche Schwierigkeiten das Ferntarget zu fixieren. Somit besteht bei diesen Probanden kein ausreichender Reiz für eine Fernakkommodation. Die Nahakkommodation ist in solchen Fällen häufig ausreichend gut möglich (in Abhängigkeit vom Grad der Myopie). Insgesamt läßt sich also bei Probanden mit einer höheren Myopie mit dieser objektiven Methode ohne Korrektur der Ametropie kein oder nur ein geringer Akkommodationshub darstellen, da beim Wechsel zwischen Fern- und Nahtarget aufgrund der Myopie kein ausreichender Akkommodationsreiz vorliegt. Würde man bei diesen höher myopen Probanden die dynamische Akkommodationsmessung mit einer Korrektur (z.B. Kontaktlinsen) durchführen, so sollte sich ein völlig altersentsprechender Akkommodationshub darstellen [28, 30, 31, 42, 71, 80, 81, 84, 103, 106, 122, 139, 153].

Diese Einschränkungen für die dynamische Stimulationsaberrometrie sind in unserer Studie nicht weiter untersucht worden. Hierbei handelt es ich um Randbeobachtungen, die bei unseren Analysen aufgefallen sind und in zukünftigen Untersuchungen weiter untersucht werden müssen.

Eine Möglichkeit, um z.B. auch bei Probanden mit einer höheren Myopie dynamische Akkommodationsmessungen durchzuführen, ist z.B. die Korrektur der Ametropie vor der Untersuchung durch entsprechende Kontaktlinsen. In wie weit in einem solchen Fall der Akkommodationshub

durch die Kontaktlinsenkorrektur beeinflußt bzw. verfälscht wird, muß ebenfalls in zukünftigen Studien analysiert werden.

4.1.3. Interpretation der Untersuchungsergebnisse:

Bei der Interpretation der Ergebnisse einer Messung durch die dynamische Stimulationsaberrometrie darf man nicht allein von den „technischen" Parametern der Stimulation ausgehen.

Die theoretisch mögliche Akkommodationsleistung entsprechend des Abstandes des Targets vom Probanden muß nicht zwingend eintreten. Ursachen dafür sind mögliche Eigenarten, Sehbehinderungen oder aber auch individuelle Fähigkeiten und die Kooperation des Probanden – um nur einige mögliche Beispiele zu nennen. Ebenfalls kann nicht davon ausgegangen werden, daß sich (auch bei perfektem stereoskopischem Sehen des Probanden) die Akkommodation bezüglich des Targetabstandes für das gemessene Auge einstellt. Ebensogut kann erwartet werden, daß sich eine Akkommodation bezüglich des mittleren Targetabstandes zwischen gemessenem und ungemessenem Auge einstellt oder bezüglich des ungemessenen Auges [7, 12, 21, 28, 31, 61, 62, 63, 79, 84, 106].

Des Weiteren hat sich gezeigt, daß bei den fünf aufeinanderfolgenden Messungen, welche in unserem Studienprojekt durchgeführt worden sind, ein gewisser Trainingseffekt vorliegt. Teilweise hängt das Ergebnis der Messungen auch vom Intellekt und Verständnis des Probanden ab – wie bei vielen Meßmethoden in der Ophthalmologie bzw. in der Medizin.

Zusätzlich ist eine stabile und korrekte Einstellung der Line of Sight (LOS) des zu messenden Auges auf die Geräteachse ein notwendiges Kriterium für eine gute Wellenfrontmessung [72].

4.1.4. Vertrauensbereiche für DSA-Targetabstände:

Die Einstellgenauigkeit der Nahtargets auf der Targetschiene am dynamischen Stimulationsaberrometer ist laut Hersteller besser als 0,25 dpt. Hierbei muß man berücksichtigen, daß die angegebenen Targetabstände die theoretischen Abstände des Nahtargets für das zu messende Auge widerspiegeln (Abb. 54 → blaue Punkte / Linie).
Für das ungemessene Auge weichen die theoretischen Abstände davon ab (Abb. 54 → rote Quadrate / Linie). Das liegt daran, daß die Entfernung des Nahtargets vom ungemessenen Auge bei jeder Einstellung etwas länger ist als die entsprechende Entfernung zum gemessenen Auge. Das gemessene Auge befindet sich nämlich zentral vor der Meßöffnung des Aberrometers.

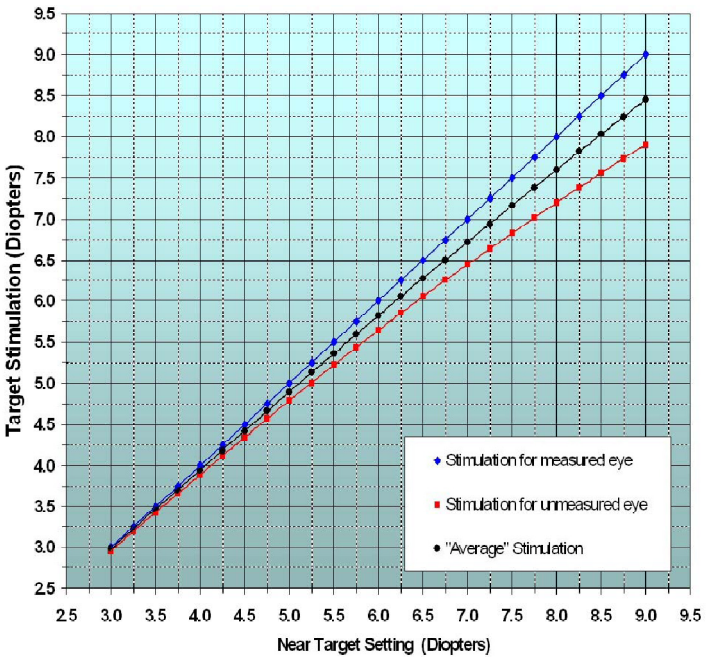

Abbildung 54: Theoretisch berechnete Akkommodations-Stimulation in dpt als Funktion der eingestellten Target-Position auf der Targetschiene des DSA [47]

Wie die Augen des Betrachters auf diese leicht unterschiedlichen Stimulationen für beide Augen reagieren, läßt sich nicht ohne weiteres beantworten. Hier gehen vielfältige Eigenschaften und die individuelle Fähigkeit des Probanden zur stereoptischen Wahrnehmung mit ein.

Als ein Ansatzpunkt kann die schwarze Kurve (schwarze Kreise) der Abbildung 54 dienen. Diese beschreibt das arithmetische Mittel der Akkommodationsstimulation für beide Augen. Wie aus der Abbildung 54 zu erkennen ist, findet man so bei einer Nahtarget Einstellung von 5 dpt auf der Targetschiene einen Mittelwert von etwas mehr als 4,75 dpt theoretischer Akkommodationsstimulation (arithmetischer Mittelwert) für beide Augen.

Diese Akkommodationsleistung konnte in den von uns durchgeführten Untersuchungen bestätigt werden.

Die oben aufgeführten Angaben beziehen sich auf theoretische Überlegungen. Dieses gilt zum einen für die Angaben bezüglich der unterschiedlichen theoretischen Akkommodationsstimulation für beide Augen, zum anderen muß aber auch die Subjektivität der "Wahrnehmung" der Targets durch den Beobachter insgesamt berücksichtigt werden. Die Fixierung der Targets ist ebenfalls abhängig von der Kooperation des Patienten und kann bei verschiedenen Sehstörungen (z.B. Refraktionsamblyopie) nicht ausreichend sein. Dieses ist bei der Analyse und Interpretation der mit der dynamischen Stimulationsaberrometrie gewonnenen Daten unbedingt zu beachten. Alle Angaben hinsichtlich der Targetabstände und damit der Stimulation der Akkommodation sind rein theoretischer Natur und müssen nicht der tatsächlichen Akkommodation des Patienten entsprechen.
Ob und in welchem Umfang ein Beobachter auf eine angebotene Akkommodationsstimulation eingeht bzw. reagiert, kann im Voraus nicht definiert und angegeben werden. Dieses muß in weiterführenden Untersuchungen analysiert werden und war nicht Gegenstand dieser Studie [15, 28, 30, 31, 42, 69, 79, 84, 103, 106, 125].

4.2. Beeinflussung der DSA-Meßgenauigkeit:

Auch bei der dynamischen Stimulationsaberrometrie gibt es verfahrenstypische und konstruktionsbedingte Eigenschaften, welche die Untersuchungsergebnisse beeinflussen können.

4.2.1. Periskopspiegel:

Im Rahmen der Modifikation des WASCA-Analyzers zum dynamischen Stimulationsaberrometer hat man ein zusätzliches optisches Element vor der Meßöffnung des Aberrometers installiert. Dieses optische Element hat die Funktion eines Umlenkspiegels und ist transparent für das Meßlicht. Hierdurch kommt es zu einer geringen Beeinflussung der Meßgenauigkeit des Aberrometers.

Abbildung 55: Umlenkspiegel des dynamischen Stimulationsaberrometers [44]

Dieser Umlenkspiegel bewirkt durch die technisch begrenzte Herstellgenauigkeit und Formtreue eine gewisse Wellenfrontdeformation. Diese Wellenfrontdeformation liegt unterhalb von einem Zehntel der

Wellenlänge von 632,8 nm. Somit beträgt die durch den Umlenkspiegel eingebrachte zusätzliche Wellenfrontdeformation weniger als ca. 65 nm (= 0,065 µm). Diese Deformation kann direkt mit den typischen Aberrationskoeffizienten (Malacara Notation) verglichen werden, die man bei der Messung menschlicher Augen findet. Unter ca. 0,3 µm (Malacara Notation) können Aberrationen bereits nicht mehr als relevant für den Sehprozeß angesehen werden, da schon die typischen Schwankungen eines Auges von Messung zu Messung (bereits auf kurzen Zeitskalen) in dieser Größenordnung liegen. Sogar bei technischen, also absolut statischen Kunstaugen, liegt die Reproduzierbarkeit von Messungen bereits bei ca. 0,1 µm.

Die zusätzliche Wellenfrontdeformation durch den verwendeten Umlenkspiegel liegt also höchstens in der Größenordnung der technischen Reproduzierbarkeit von Aberrometermessungen an Kunstaugen. Damit wird die Genauigkeit des Aberrometers in einem so geringen Maße reduziert, daß dieses für den täglichen Gebrauch absolut akzeptabel ist und keine tatsächliche Relevanz hat.

Des Weiteren muß noch die Einflußnahme dieses Umlenkspiegels auf die Genauigkeit bei der Bestimmung der sphärozylindrischen Refraktionswerte diskutiert werden.
Durch den installierten Umlenkspiegel ist der zurückgelegte Weg der aus dem Auge kommenden Wellenfront etwas größer als ohne Umlenkspiegel (Aberrometer-Arbeitsabstand). Dadurch kommt es zu einer geringen Einflußnahme auf Sphäre und Zylinder. Ein nicht optimal eingestellter Abstand des Patientenauges vor der Aberrometer-Meßöffnung wirkt genauso wie dieser Fehler. Typische relative Fehler für Sphäre und Zylinder liegen deutlich unterhalb von 5 % und sind damit akzeptabel.
Der relative Fehler sollte im normalen Meßbetrieb erwartungsgemäß noch kleiner sein, da die Schärfeeinstellung des Patientenauges auf der Iriskamera zur Patientenausrichtung ebenfalls durch den Umlenkspiegel erfolgt und somit der veränderte Arbeitsabstand dadurch in gewissem Maß kompensiert wird [39, 44, 94, 115].

4.2.2. Nahtarget-Schwingmodul:

Die erhobenen Meßdaten werden auch in geringem Maß durch die Vibrationen des Aberrometergehäuses beim Umschalten des Nahtargets auf dem Schwingmodul beeinflußt. Durch dieses aktuell unvermeidbare, technische Problem schwanken die Wellenfrontdaten nach dem Umschalten zwischen den Zuständen Fern zu Nah oder Nah zu Fern einige zehntel Sekunden lang. Diese Schwankungen und somit deren Einfluß auf die Meßgenauigkeit sind als gering zu bezeichnen. Die absolute Änderung der Sphäre liegt bei 0,01 bis 0,05 dpt und damit unterhalb der Genauigkeitsgrenze des Aberrometers selbst. Die Schwankungen in den Aberrationen liegen im Bereich um einige hundertstel Mikrometer (OSA-Notation). Auch diese Schwankungen liegen damit innerhalb der Genauigkeitsgrenzen. Die Schwankungen addieren sich darüber hinaus in der Regel nicht zu den oben genannten Effekten, sondern sind teilweise von statistischer Natur und auf kurze Zeitskalen beschränkt. Für den Alltagsbetrieb und die Alltagstauglichkeit ergeben sich insofern kaum praktische Einschränkungen [44, 154].

Abbildung 56: Variables Nahtarget mit Schwingmodul [44]

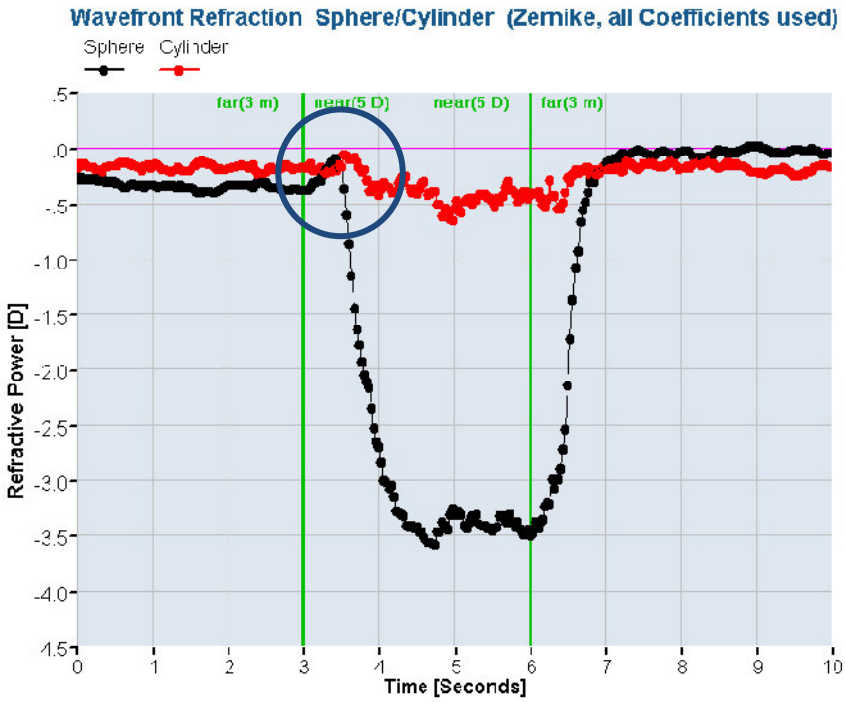

Abbildung 57: Beispiel für Schwankungen der Sphäre nach Einschwenken des Nahtargets bei einer dynamischen Akkommodationsmessung

4.2.3. Beeinflussung des Wellenfrontfehlers durch den Tränenfilm:

Die Messung mit dem dynamischen Stimulationsaberrometer sollte grundsätzlich zügig nach einem Lidschlag erfolgen, um Tränenfilmaufrisse und dadurch bedingte falsch-hohe Messwerte zu vermeiden [95, 96, 97, 98, 99].

4.3. Datenauswertung:

In der von uns durchgeführten Studie hat sich gezeigt, daß die Erhebung der Daten neben der entsprechenden Probandenakquise sehr zeitaufwendig ist. Auf der einen Seite ist das benötigte Datenvolumen pro vermessenem Auge sehr hoch, zum anderen ist die Benutzung von zwei verschiedenen Computerprogrammen zur Analyse der erhobenen Daten unkomfortabel.

4.3.1. Software:

Die Messung der dynamischen Akkommodationsdaten erfolgt mit Hilfe der COAS-Software, die Analyse und Weiterverarbeitung mit der DSA-Software. Bis die erhobenen Messdaten in der DSA-Software verwendet und analysiert werden können, bedarf es aufwendiger Speichervorgänge in der COAS-Software.
Im Rahmen einer dynamischen Akkommodationsmessung über einen Zeitraum von 9 Sekunden (Meßrhythmus Fern-Nah-Fern) werden 300 Einzelmessungen durchgeführt. Diese 300 Messungen werden vom System einzeln gespeichert, bevor eine weitere Analyse überhaupt möglich ist.

Bei der Speicherung der Daten ist problematisch, daß bei einem Lidschlag durch den Probanden während der Messung – d.h. es liegt kein auswertbares Wellenfrontsignal vor – der gesamte Speichervorgang durch die COAS-Software abgebrochen wird. Daraufhin muß manuell durch den Untersucher die Dateinummer bzw. der Untersuchungszeitpunkt innerhalb der 9 Sekunden ermittelt und aufgesucht werden, wo der Proband die Augen verschließt und anschließend die Dateien in diesem Zeitraum manuell gelöscht werden. Erst danach ist eine weitere Speicherung der Rohdaten mit der COAS-Software möglich.

Hierbei wäre ein Softwareupdate, welches diesen sehr zeitaufwendigen und mühsamen Speicherprozeß der Rohdaten optimieren würde, sehr wünschenswert. Dabei sollte automatisch eine Löschung der Dateien ohne Wellenfrontsignal (z.B. durch einen Lidschlag) erfolgen und der Speicherprozeß automatisch fortgeführt werden.

Wenn die Datenspeicherung durchgeführt wurde, ist ein Umstieg auf die DSA-Software notwendig. Nach Importieren der mit der COAS-Software gespeicherten Daten in die DSA-Software ist es möglich, den zeitlichen Verlauf der Akkommodationsleistung graphisch darzustellen.

Hierbei ist es leider nicht möglich, die maximale Akkommodationsleistung automatisch durch das Programm berechnen zu lassen. Dazu muß man manuell den maximalen und den minimalen Wert der Sphäre anhand des mit der DSA-Software erstellten Diagramms ermitteln und anschließend in der Datentabelle ablesen. Dieses Vorgehen ist wiederum ein sehr zeitaufwendiger Prozeß, der im klinischen Alltag nur schwierig zu realisieren ist.

Insgesamt nimmt die Datenauswertung pro Messung sehr viel Zeit in Anspruch. Man muß hier je nach Datenmenge teilweise eine Stunde für die Analyse einer einzigen Messung kalkulieren. Weiterhin kann man bei der Datenerhebung, d.h. bei einer dynamischen Akkommodationsanalyse, nicht unmittelbar nach der Messung die Qualität der erhobenen Daten beurteilen. Somit ist erst nach finaler Auswertung möglich, die Qualität der erhobenen Daten zu beurteilen und ggf. eine Wiederholung der Messung durchführen. Eine weitere Hürde bei diesem Procedere ist, daß der Proband in der Regel den Zeitraum für die Datenauswertung in der Klinik nicht abwarten kann.

4.3.2. Computer-Hardware:

Weiterhin ist es notwendig, den Computer, auf dem die Software für das dynamische Stimulationsaberrometer installiert ist, durch ein schnelleres System zu ersetzen sowie die Größe der Festplatte deutlich zu erhöhen.

Die Speicherung einer einzelnen Akkommodationsmessung hat teilweise – ohne die Löschung von Daten bei Lidschluß – mehr als eine Stunde Zeit in Anspruch genommen. Dieses ist für den Alltagsbetrieb in der Klinik mit einem hohen Patientenvolumen nicht vertretbar. Hier benötigt man innerhalb kurzer Zeit aussagekräftige Meßergebnisse und nicht erst nach Stunden.

Die Größe eines einzigen Datensatzes (Meßzeitraum von 9 Sekunden mit 300 Einzelmessungen) beträgt ca. 1 GB – wobei die Größe der in das System integrierten Festplatte mit 40 GB viel zu knapp bemessen ist. Um

unsere Studie im geplanten Umfang durchführen zu können, war es deswegen notwendig, eine externe Festplatte mit 500 GB Datenvolumen mit dem dynamischen Stimulationsaberrometer zu koppeln. Im Rahmen der von uns durchgeführten Untersuchung sind durch die erhobenen Daten ca. 300 GB Datenvolumen erzeugt worden. Auch in diesem Fall empfiehlt sich eine Optimierung bzw. Reduktion des benötigten Speicherplatzes pro Messung.

4.4. Empfehlungen – eigene Erfahrungen:

Bei der Analyse des Akkommodationshubs mit dem dynamischen Stimulationsaberrometer konnten einige Besonderheiten des Systems erkannt werden, die zukünftige Studien vereinfachen können.

4.4.1. Messwiederholungen:

Wie bei allen empfindlichen biometrischen Messungen handelt es sich bei einer aberrometrischen Messung und so auch bei der dynamischen Stimulationsaberrometrie um eine Momentaufnahme, die Fluktuationen unterliegt.
Die Wiederholbarkeit von Messungen in normalen, gesunden Augen mit dem Hartmann-Shack-Aberrometer ist als befriedigend anzusehen. Bei Messungen mit einem Hartmann-Shack-Aberrometer kann man je nach gemessenen Aberrationen Variationskoeffizienten von 16 bis 29 % ermitteln.
Messwerte sollten deswegen immer aus einem Durchschnittswert aus mehreren Einzelmessungen gebildet werden, unplausible Messungen (Ausreißer) sollten ausgeschlossen werden.
Genau dieses Vorgehen hat sich im Rahmen der statistischen Auswertung in den von uns erhobenen Untersuchungsdaten auch für die dynamische Stimulationsaberrometrie bestätigt [39, 94, 115].

Wie diese Studie bei den Wiederholungsmessungen mit einem bzw. zwei Untersuchern gezeigt hat, sollten bei einer dynamischen Messung des Akkommodationshubs mit dem Stimulationsaberrometer immer mehrere Messungen durchgeführt werden. Wir empfehlen, insgesamt mindestens 3 Messungen pro Auge durchzuführen und den Akkommodationshub zu mitteln. Beim Akkommodationsprozeß handelt es sich um einen dynamischen Prozeß und nicht um ein statisches Geschehen, weshalb eine Einzelmessung nicht zwingend die vollständige Aussagekraft besitzt. Unplausible Messungen (Ausreißer) sollten deswegen auch hier ausgeschlossen werden.

4.4.2. Software:

Wir empfehlen nach unseren gewonnenen Erfahrungen die Entwicklung einer kombinierten Software zur Datenerhebung und Datenanalyse, um die Benutzerfreundlichkeit zu optimieren. Des Weiteren sollte bereits nach Abschluß einer Messung angezeigt werden, ob die Qualität dieser Untersuchung ausreichend für eine weitere Datenanalyse ist oder ob eine Meßwiederholung notwendig ist. Zusätzlich sollte automatisch der Lidschlag durch einen Algorithmus in der Software herausgelöscht werden, um nicht in mühsamer Kleinstarbeit einzelne Dateien manuell löschen zu müssen.

Außerdem sollte bei einer dynamischen Akkommodationsmessung der Akkommodationshub durch einen Softwarealgorithmus automatisch berechnet werden können.

Mit einem eher geringen Aufwand sollten diese softwarebedingten Schwierigkeiten relativ einfach zu beheben sein. Würde man diese optimierte Software mit einem aktuellen EDV-System kombinieren, stünde einer zügigen Datenauswertung nichts im Weg.

Nur auf diese Weise ist es möglich, der dynamischen Stimulationsaberrometrie den Weg aus dem Forschungslabor in den klinischen Alltag zu ebnen. Die diagnostischen Möglichkeiten dieses Systems werden in der ophthalmologischen Praxis in Zukunft deutlich an Bedeutung gewinnen [3, 4, 12, 14, 16, 19, 21, 27, 28, 30, 32, 84, 103, 106, 122, 149].

4.4.3. Probandenmotivation:

Wichtig für gute Meßergebnisse bei der dynamischen Stimulationsaberrometrie ist – wie bei vielen Untersuchungsmethoden in der Ophthalmologie – die motivierte Mitarbeit des Probanden. In unserer Studie hat sich gezeigt, daß bei nicht ausreichendem Verständnis des Untersuchungsablaufs (z.B. aufgrund eines geringen Intellektes oder hohen Lebensalters) keine verwertbaren Meßergebnisse zu ermitteln sind. Es ist daher notwendig, durch einen geschulten Untersucher den Probanden vor und während der Untersuchung gut zu instruieren. Während der Messung ist eine genaue Anleitung des Probanden mit gezielten Kommandos in Bezug auf die Fixationsrichtung (z.B. Fern-Nah-Fern) zu empfehlen. Ansonsten sind die erhobenen Untersuchungsergebnisse in Bezug auf den Akkommodationshub deutlich reduziert im Vergleich zu einer Untersuchung mit adäquater Motivation des Probanden während einer Messung.

Besonders für ältere Probanden – z.B. nach Implantation einer Intraokularlinse im Rahmen einer Cataract-Operation – ist der Untersuchungsablauf bei der dynamischen Stimulationsaberrometrie, gerade bei mehreren Messungen, sehr schwierig nachzuvollziehen sowie das Öffnen des Auges über einen Zeitraum von ca. 9 Sekunden nicht einfach.

4.4.4. Interaktion von Aberrationen:

Bei Aberrometern werden zur Rekonstruktion und Quantifizierung des Wellenfrontfehlers Zernike-Polynome gebildet. Diese Zernike-Koeffizienten spiegeln den Anteil eines jeden Polynoms an der Gesamtform des Wellenfrontfehlers wider und gelten als die Ausgangsdaten für die Wellenfrontanalyse. Die optische Wirkung einer durch einen Zernike-Koeffizienten repräsentierten Aberration wird immer auch durch andere Aberrationen der Wellenfront beeinflusst (Interaktion). Auch dieses Phänomen muß bei der dynamischen Akkommodationsmessung mittels Hartmann-Shack-Aberrometer berücksichtigt werden [8, 26, 117, 121, 124, 135, 136, 137, 141].

4.4.5. Akkommodationsabhängige Änderung des Wellenfrontfehlers:

Dynamische Wellenfrontmessungen haben gezeigt, dass beim Akkommodationsvorgang neben der zu erwartenden Zunahme von Z_2^0 sich auch die Aberrationen höherer Ordnung ändern. Am stärksten ändert sich die primäre sphärische Aberration: mit zunehmender Akkommodationsantwort verändert sich Z_4^0 in negative Richtung. Hierdurch erhöht sich zusätzlich die Schärfentiefe. Darüber hinaus konnte auch eine Zunahme des Absolutwerts weiterer Koeffizienten (Z_2^2, Z_3^1, Z_3^1) beobachtet werden [111, 30].

4.4.6. Untersuchung bei Augen mit Intraokularlinsen:

Multifokale Intraokular- oder Kontaktlinsen können Presbyopen auch ohne Akkommodation zu einer brauchbaren funktionellen Nahsehschärfe verhelfen. In ähnlicher Weise bewirken Astigmatismus oder okuläre Abbildungsfehler einen gewissen Grad an Multifokalität des Auges.
Die Fähigkeit, in der Nähe zu lesen, bedeutet nicht, dass tatsächlich Akkommodation stattfindet.

Subjektive Verfahren zur Messung der Akkommodation können nicht zwischen echter Akkommodation und optischer Kompensation differenzieren [7, 12, 21, 35, 40, 47, 55, 75, 92, 104, 118, 149].

Wie das folgende Beispiel aus unserer Untersuchungsreihe zeigt (Abb. 58 und 59), kann mit Hilfe der objektiven dynamischen Stimulationsaberrometrie durchaus zwischen der Akkommodationsform bei Augen mit Intraokularlinsen unterschieden werden.

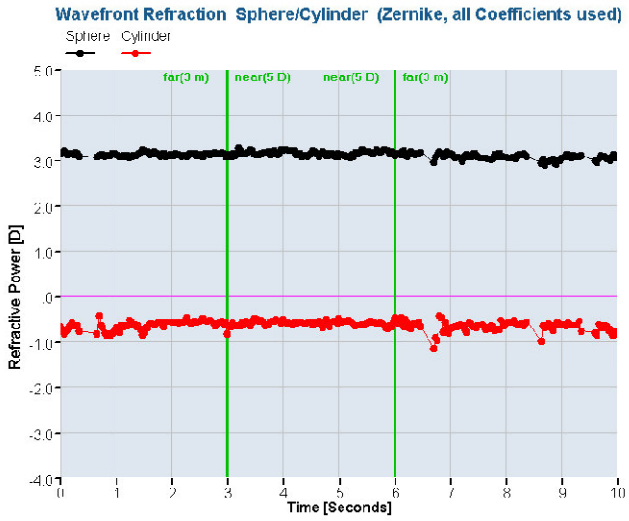

Abbildung 58: Pseudophakes Auges mit einer monofokalen Intraokularlinse ohne Darstellung einer objektiven Akkommodationsleistung

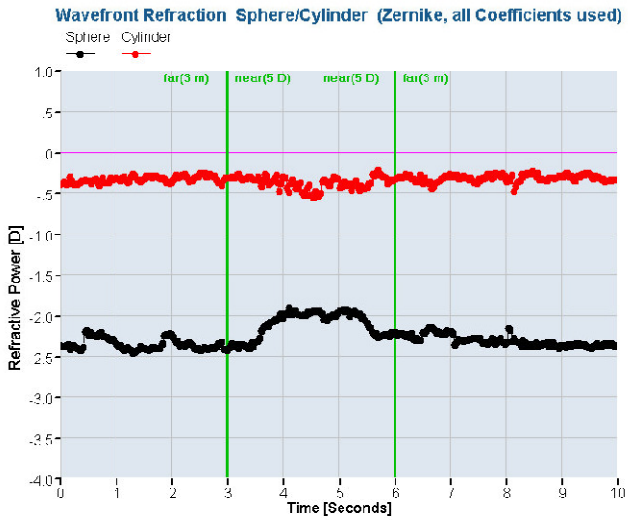

Abbildung 59: Pseudoakkommodation eines pseudophaken Auges mit einer monofokalen Intraokularlinse

4.4.7. Konstante Beleuchtung:

Da die optische Wirkung von Wellenfrontaberrationen stark vom Pupillendurchmesser abhängig ist und je nach mesopischen bzw. skotopischen Bedingungen variiert, sollte, wie in der von uns durchgeführten Studie, bei einer dynamischen Akkommodationsmessung unter konstanten Beleuchtungsverhältnissen des Umfeldes gearbeitet werden. Durch die Veränderung der Pupillenweite während einer Messung bei schwankender Beleuchtung verändert sich somit auch der maximale Akkommodationshub und verfälscht letztlich das Untersuchungsergebnis [1, 2, 11, 12, 21, 22, 33, 41, 62, 63, 64, 84, 103, 106, 111, 154].

4.5. Ausblick:

Bei der dynamischen Stimulationsaberrometrie handelt es sich um eine zukunftsweisende Methode zur objektiven Untersuchung des Akkommodationshubs.

4.5.1. Was kann die Wellenfrontanalyse leisten?

Die objektive Vermessung aller optischen Eigenschaften des Auges ist das wichtigste Anwendungsgebiet der Wellenfrontanalyse. Mittels dieser nichtinvasiven objektiven Methode läßt sich in kurzer Zeit ein umfassender Überblick über die Optik des Auges gewinnen. Dieses kann hilfreich in denjenigen Fällen sein, in denen subjektive Verfahren unsichere und variable Ergebnisse liefern – wie es bei der Analyse des Akkommodationshubs der Fall ist.

Für wissenschaftliche Anwendungen besteht schließlich durch die Wellenfrontanalyse die Möglichkeit der isolierten Beurteilung der Optik, z.B.

um die direkte Wirkung eines operativen Verfahrens zu beurteilen oder um konkurrierende Techniken miteinander zu vergleichen.

4.5.2. Was kann die Wellenfrontanalyse nicht leisten?

Die Wellenfrontanalyse ist kein universelles Diagnostikum und kann psychophysische Tests nicht ersetzen. Die Wellenfrontanalyse liefert sehr spezielle Informationen über eine Eigenschaft des Auges – die Optik. Auch wenn unterschiedliche Erkrankungen durch ein spezifisches Aberrationsmuster gekennzeichet sind, so erscheint jedoch ein Einsatz von Aberrometern als primäres Diagnostik-Instrument momentan eher unwahrscheinlich.

4.5.3. Was wird die Wellenfrontanalyse in Zukunft leisten können?

Wenn auch nicht als Universal-Diagnostikum, wird die Aberrometrie in der Klinik zunehmende Bedeutung für spezielle Fragestellungen erlangen, z.B. die dynamische Akkommodationsmessung.
Denkbar wäre auch, daß Wellenfrontsensoren in Zukunft einen Teil der Autorefraktometer ersetzen werden, vor allem wenn eine Methode zur präziseren Vorhersage des Endpunktes der subjektiven Refraktion etabliert werden kann. Außerdem könnten vermehrt kombinierte Topographie-Aberrometrie-Einheiten, die eine schnelle und umfassende Charakterisierung der optischen Eigenschaften des menschlichen Auges bei gleichzeitiger Erfassung des Einflusses der Kornea ermöglichen, Einzug in den klinischen Alltag halten [23, 24, 28, 29, 87, 139].

5. Zusammenfassung:

Abschließend kann festgehalten werden, daß Untersuchungen realer Verhältnisse der meisten Sehprozesse durch dynamische Wellenfrontmessungen überhaupt erst möglich werden. Das in dieser Studie verwendete dynamische Stimulationsaberrometer (DSA) ermöglicht erstmals durch binokulare Stimulation im Rahmen einer Wellenfront-messung die objektive Messung des Akkommodationsverhaltens des menschlichen Auges.

Um den Einsatz der Methode der dynamischen Stimulationsaberrometrie im klinischen Alltag in der Ophthalmologie zu ermöglichen, ist es notwendig die Software und die Steuerung dieses Gerätes deutlich zu optimieren. Trotz der erwähnten Schwierigkeiten stellt die dynamische Stimulationsaberrometrie eine deutliche Erweiterung für die ophthalmologische Datenerhebung in Bezug auf die objektive, binokulare Messung der Akkommodationsleistung dar.

Die objektive Messung des Akkommodationshubs, z.B. im Rahmen von refraktiven Eingriffen wie Implantation einer Multifokallinse oder einer potentiell akkommodierenden Linse, ist von zunehmender Bedeutung. Aber auch die Behandlung der okulären Strukturen, wie z.B. der Linse, zur Wiederherstellung der Akkommodationsleistung im presbyopen Alter wird in einer zunehmend alternden Bevölkerung an Bedeutung gewinnen. Somit ist die objektive Messung des Akkommodationhubs schon jetzt eine sehr interessante und zukunftsweisende Methode in der Ophthalmologie.

Unsere Studie hat bestätigt, daß die dynamische Stimulationsaberrometrie zur Messung der maximalen Akkommodationsfähigkeit und zur dynamischen Messung der Akkommodation des menschlichen Auges geeignet ist.

Wie die statistische Auswertung unserer durchgeführten Studie zeigt, ist die dynamische Stimulationsaberrometrie eine gute Untersuchungsmethode zur objektiven Analyse der Akkommodationsleistung. Die Reproduzierbarkeit der Messungen ist sowohl bei einem Untersucher als auch bei mehreren Untersuchern in allen Fällen gegeben. Somit spricht von dieser Seite nichts gegen die Implementierung der dynamischen Stimulationsaberrometrie in das klinische Diagnostikspektrum der Ophthalmologie.

Zusammenfassend läßt sich somit sagen, daß die dynamische Stimulationsaberrometrie in Zukunft einen wichtigen Platz bei der Erforschung der optischen Charakteristika des physiologischen Akkommodationsvorgangs als auch bei der Evaluation von Verfahren, die die physiologische Akkommodation wiederherzustellen versuchen, einnehmen wird. Die Methode der dynamischen Stimulationsaberrometrie wird sich somit zunehmend im klinischen Alltag bei diversen Fragestellungen etablieren.

Wie diese Studie anschaulich gezeigt hat, liefert die dynamische Stimulationsaberrometrie objektive und reproduzierbare Ergebnisse in Bezug auf die Akkommodationsleistung eines Auges bei binokularer Stimulation. Die dynamische Stimulationsaberrometrie ist daher zur objektiven und untersucherunabhängigen Messung der Veränderung der Akkommodation bei phaken und pseudophaken Augen geeignet. In allen durchgeführten Messungen hat sich ein hoher Grad an Genauigkeit gezeigt.

Die DSA ist eine wichtige Ergänzung in der Ophthalmologie zu den gängigen psycho-physischen Untersuchungsmethoden, um Akkommodationsbreite, Sphäre, Zylinder, Achse und Pupillendurchmesser zu beurteilen.

Subjektive Methoden zur Beurteilung der Akkommodationsleistung, wie z.B. die Erstellung von Defokus-Kurven, kommen sehr wahrscheinlich nicht an die Genauigkeit und die Reproduzierbarkeit der objektiven Akkommodationsmessung durch die dynamische Stimulationsaberrometrie heran.

6. Literaturverzeichnis:

[1] Applegate, R. A., Donnelly, W. J. 3rd, Marsack, J. D., Koenig, D. E. (2007). Three-dimensional relationship between high-order root-mean-square wavefront error, pupil diameter, and aging. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **24**, 578-587

[2] Applegate, R. A., Gansel, K. A. (1990). The importance of pupil size in optical quality measurements following radial keratotomy. Refract Corneal Surg **6**, 47-54

[3] Applegate, R. A., Hilmantel, G., Howland, H. C., Tu E. Y., Starck, T., Zayac, E. J. (2000). Corneal first surface optical aberrations and visual performance. J Refract Surg **16**, 507-514

[4] Applegate, R. A., Howland, H. C., Sharp, R. P., Cottingham, A. J., Yee, R. W. (1998). Corneal aberrations and visual performance after radial keratotomy. J Refract Surg **14**, 397-407

[5] Applegate, R. A., Howland, H. C. (1997). Refractive surgery, optical aberrations, and visual performance. J Refract Surg **13**, 295-299

[6] Applegate, R. A., Marsack, J. D., Ramos, R., Sarver, E. J. (2003). Interaction between aberrations to improve or reduce visual performance. J Cataract Refract Surg **29**, 1487-1495

[7] Applegate, R. A., Sarver, E. J., Khemsara, V. (2002). Are all aberrations equal? J Refract Surg **18**, 556-562

[8] Applegate, R. A., Thibos, L. N., Bradley, A., Marcos, S., Roorda, A., Salmon, T. O., Atchison, D. A. (2000). Reference axis selection: subcommittee report of the OSA Working Group to establish standards for measurement and reporting of optical aberrations of the eye. J Refract Surg **16 (5)**, 656-658

[9] Artal, P., Berrio, E., Guirao, A., Piers, P. (2002). Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **19**, 137-143

[10] Augustin, A. J. (2007). Augenheilkunde 3. Auflage. Springer Verlag, Berlin Heidelberg New York

[11] Baumeister, M., Kohnen, T. (2008). Accommodation and presbyopia: part 1: physiology of accommodation and development of presbyopia. Ophthalmologe **105 (6)**, 597-608

[12] Baumeister, M., Kohnen, T. (2008). Accommodation and presbyopia: Part 2: Surgical procedures for the correction of presbyopia. Ophthalmologe **105 (11)**, 1059-1073

[13] Baumeister, M., Wendt, M., Glasser, A. (2008). Edinger-Westphal stimulated accommodative dynamics in anesthetized, middle-aged rhesus monkeys. Exp Eye Res **86**, 25-33

[14] Becker, K. A. (2006). Behandlung der Presbyopie. Ophthalmologe **103**, 653-654

[15] Beers, A. P. A. (1996). On the Mechanism of Accommodation. Febodruk BV, Enschede-Utrecht

[16] Bille, J. F., Harner, C. F. H., Loesel, F. (2004). Aberration-Free Refractive Surgery: New Frontiers in Vision. Springer, Berlin Heidelberg New York

[17] Bito, L. Z., Kaufman, P. L., DeRousseau, C. J., Koretz J. (1987). Presbyopia: an animal model and experimental approaches for the study of the mechanism of accommodation and ocular ageing. Eye **1**, 222-230

[18] Bito, L. Z., Miranda, O. C. (1989). Accommodation and presbyopia. Ophthalmology annual. In: Reinecke RD (ed) Ophthalmology annual. Raven, New York, **103**

[19] Blum, M., Kunert, K., Nolte, S., Riehemann, S., Palme, M., Peschel, T., Dick, M., Dick, H. B. (2006). Presbyopietherapie mit Femto-sekundenlaser. Ophthalmologe **103**, 1014-1019

[20] Brown, N. (1974). The change in lens curvature with age. Exp Eye Res **19**, 175

[21] Bühren, J., Kohnen, T. (2007). From irregular astigmatism to aberrations of a higher order – Part I: Basic principles. Ophthalmologe **104 (10)**, 909-925

[22] Bühren, J., Kohnen, T. (2007). From irregular astigmatism to aberrations of a higher order – Part II: Examples. Ophthalmologe **104 (11)**, 991-1008

[23] Bühren, J., Kühne, C., Kohnen, T. (2006). Wellenfrontanalyse zur Diagnose des subklinischen Keratokonus. Ophthalmologe **103**, 783-790

[24] Bühren, J., Kühne, C., Kohnen, T. (2007). Defining subclinical keratoconus using corneal first-surface higher-order aberrations. Am J Ophthalmol **143**, 381-389

[25] Bürki, E. (2001). Neue Möglichkeiten der Hornhautdiagnostik mit Hilfe der Videokeratometrie (3. Teil). NOJ **12**, 52-57

[26] Campbell, C. E. (2003). A new method for describing the aberrations of the eye using Zernike polynomials. Optom Vis Sci **80**, 79-83

[27] Campbell, C. E. (2004). Improving visual function diagnostis with the use of higher-order information from metrics. J Refract Surg **20**, 495-503

[28] Charman, W. N. (2005). Wavefront technology: past, present and future. Cont Lens Anterior Eye **28**, 75-92

[29] Chen, L., Singer, B., Guirao, A., Porter, J., Williams, D. R. (2005). Image metrics for predicting subjective image quality. Optom Vis Sci **82**, 358-369

[30] Cheng, H., Barnett, J. K., Vilupuru, A. S., Marsack, J. D., Kasthurirangan, S., Applegate, R. A., Roorda, A. (2004). A population study on changes in wave aberrations with accommodation. J Vis **4**, 272

[31] Cheng, X., Himebaugh, N. L., Kollbaum, P. S., Thibos, L. N., Bradley, A. (2003). Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer. Optom Vis Sci **80**, 587-595

[32] Cheng, X., Thibos, L. N., Bradley, A. (2003). Estimating visual quality from wavefront aberration measurements. J Refract Surg **19**, 579-584

[33] Coleman, D. J. (1970). Unified model for accommodative mechanism. Am J Ophthalmol **69**, 1063

[34] Coleman, D. J. (1986). On the hydraulic suspension theory of accommodation. Trans Am Ophthalmol Soc **84**, 846-868

[35] Coleman, D. J., Fish, S. K. (2001). Presbyopia, accommodation and the mature catenary. Ophthalmology **108**, 1544

[36] Cook, C. A., Koretz, J. F., Pfahnl, A., Hyun, J., Kaufman, P. L. (1994). Aging of the human crystalline lens and anterior segment. Vision Res **34**, 2945

[37] Croft, M. A., Glasser, A., Heatley, G., McDonald, J., Ebbert, T., Dahl, D. B., Nadkarni, N. V., Kaufman, P. L. (2006). Accommodative ciliary body and lens function in rhesus monkeys, I: normal lens, zonule and ciliary process configuration in the iridectomized eye. Invest Ophthalmol Vis Sci **47**, 1076-1086

[38] Croft, M. A., Glasser, A., Heatley, G., McDonald, J., Ebbert, T., Nadkarni, N. V., Kaufman, P. L. (2006). The zonula, lens, and circumlental space in the normal iridectomized rhesus monkey eye. Invest Ophthalmol Vis Sci **47**, 1087-1095

[39] Davies, N., Diaz-Santana, L., Lara-Saucedo, D. (2003). Repeatability of ocular wavefront measurement. Optom Vis Sci **80**, 142-150

[40] Dick, H. B., Kaiser, S. (2002). Dynamic aberrometry during accommodation of phakic eyes and eyes with potentially accommodative intraocular lenses. Ophthalmologe **99 (11)**, 825-34

[41] Drexler, W., Baumgartner, A., Findl, O., Hitzenberger, C. K., Fercher, A. F. (1997). Biometric investigation of changes in the anterior eye segment during accommodation. Vision Res **37**, 2789

[42] Duane, A. (1912). Normal values of the accommodation at all ages. JAMA **5**, 1010-1012

[43] Dubbelman, M., Van Der Heijde, G. L. (2001). The shape of the aging human lens: curvature, equivalent refractive index and the lens paradox. Vision Res **41**, 1867

[44] Dynamic Stimulation Aberrometry (2006). Bedienungsanleitung. OPTANA GmbH, Großostheim

[45] Farnsworth, P. N., Shyne, S. E. (1979). Anterior zonular shifts with age. Exp Eye Res **28**, 291

[46] Fincham, E. F. (1937). The mechanism of accommodation. Br J Ophthalmol Monograph **VIII**, 7-76

[47] Fine, I. H., Packer, M. (2006). Accommodation and Presbyopic Correction. Ophthalmology Clinics of North America **19 (1)**, Elsevier Inc.

[48] Fisher, R. F. (1969). Elastic constants of the human lens capsule. J Physiol **201**, 1

[49] Fisher, R. F. (1971). The elastic constants of the human lens. J Physiol **212**, 147-180

[50] Fisher, R. F. (1973). Presbyopia and the changes with age in the human crystalline lens. J Physiol **228**, 765-779

[51] Fisher, R. F. (1982). The vitreous and lens in accommodation. Trans Ophthalmol Soc UK **102**, 318

[52] Gilmartin, B., Bullimore, M. A. (1987). Sustained near-vision augments inhibitory sympathetic innervation of the ciliary muscle. Clin Vis Sci **1**, 197

[53] Gilmartin, B., Mallen, E. A., Wolffsohn, J. S. (2002). Sympathetic control of accommodation: evidence for inter-subject variation. Ophthalmic Physiol Opt **22**, 366

[54] Glasser, A. (2003). How other species accommodate. In: Guthoff, R., Ludwig, K. (eds). Current aspects of human accommodation II. Kaden, Heidelberg, 13

[55] Glasser, A., Campbell, M. C. (1998). Presbyopia and the optical changes in the human crystalline lens with age. Vision Res **38**, 209-229

[56] Glasser, A., Campbell, M. C. (1999). Biometric, optical and physical changes in the isolated human crystalline lens with age in relation to presbyopia. Vision Res **39**, 1991-2015

[57] Glasser, A., Croft, M. A., Brumback, L., Kaufman, P. L. (2001). Ultrasound biomicroscopy of the aging rhesus monkey ciliary region. Optom Vis Sci **78,** 417

[58] Glasser, A., Kaufman, P. L. (1999). The mechanism of accommodation in primates. Ophthalmology **106,** 863-872

[59] Glasser, A., Wendt, M., Ostrin, L. (2006). Accommodative changes in lens diameter in rhesus monkeys. Invest Ophthalmol Vis Sci **47**. 278

[60] Grehn, F. (2008). Augenheilkunde. Springer-Verlag, Heidelberg

[61] Gullstrand, A., Southall, J. P. C. (1909). The mechanism of accommodation. In: Southall J. P. C. (ed). Helmholtz's treatise on physiological optics. Dover, New York, 382

[62] Guthoff, R., Ludwig, K. (2001). Current Aspects of Human Accommodation. Dr. Reinhard Kaden Verlag, Heidelberg

[63] Guthoff, R., Ludwig, K. (2003). Current Aspects of Human Accommodation II. Dr. Reinhard Kaden Verlag, Heidelberg

[64] Helmholtz, H. von (1855). Über die Accommodation des Auges. Graefes Arch Ophthalmol **1**, Abt II: 1-74

[65] Helmholtz, H. von, Gullstrand, A., Kries, J. von, Nagel, W. (1909). Handbuch der Physiologischen Optik. 3. Aufl. Voss, Hamburg Leipzig

[66] Hettwer, M. (2004). Der Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor. LTJ **2**, 60-62

[67] Heys, K. R., Cram, S. L., Truscott, R.J. (2004). Massive increase in the stiffness of the human lens nucleus with age: the basis for presbyopia? Mol Vis **10**, 956-963

[68] Horwood, A. M., Riddell, P. M. (2010). Independent and reciprocal accommodation in anisometropic amblyopia. J AAPOS, Epub ahead of print

[69] Howland, B., Howland, H. C. (1976). Subjective measurement of high-order aberrations of the eye. Science **193**, 580-582

[70] Kanski, J. J. (2008). Klinische Ophthalmologie: Lehrbuch und Atlas 6. Auflage. Elsevier, München

[71] Kelly, J. P., Seibel, E. J. (2007). Accommodation during static retinal imaging with a confocal scanning laser ophthalmoscope. Ophthalmology **114 (6)**, 1205-1211

[72] Klein, S. A., Garcia, D. D. (2000). Line of sight and alternative representations of aberrations of the eye. J Refract Surg **16 (5)**, 630-635

[73] Kohnen, T. (2010). Accommodating IOL: is the name already justified?. J Cataract Refract Surg **36 (4)**, 537-538

[74] Kohnen, T., Baumeister, M., Strenger, A. (2007). Akkommodation. In: Kroll, P., Kuchle, M., Kuchle, H. J. (Hrsg). Augenärztliche Untersuchungsmethoden. Thieme, Stuttgart

[75] Koretz, J. F., Handelman, G. H. (1986). Modeling age-related accommodative loss in the human eye. Mathematical Modelling **7**, 1003

[76] Koretz, J. F., Handelman, G. H. (1986). The „lens paradox“ and image formation in accommodating human eyes. Top Aging Res Eur **6**: 57

[77] Kotulak, J. C., Morse, S. E. (1995). The effect of perceived distance on accommodation under binocular steady-state conditions. Vision Res **35**, 791

[78] Krag, S., Olsen, T., Andreassen, T. T. (1997). Biomechanical characteristics of the human anterior lens capsule in relation to age. Invest Ophthalmol Vis Sci **38**, 357

[79] Kruger, P. B., Pola, J. (1986). Stimuli for accommodation: blur, chromatic aberration and size. Vision Res **26**, 957

[80] Kuroda, T., Fujikado, T., Maeda, N., Oshika, T., Hirohara, Y., Mihashi, T. (2002). Wavefront analysis in eyes with nuclear or cortical cataract. Am J Ophthalmol **134**, 1-9

[81] Kuroda, T., Fujikado, T., Maeda, N., Oshika, T., Hirohara, Y., Mihashi, T. (2002). Wavefront analysis of higher-order aberrations in patients with cataract. J Cataract Refract Surg **28**, 438-444

[82] Lang, G. K. (2004). Augenheilkunde. Georg Thieme Verlag, Stuttgart

[83] Levy, Y., Segal, O., Avni, I., Zadok, D. (2005). Ocular higher-order aberrations in eyes with supernormal vision. Am J Ophthalmol **139**, 225-228

[84] Liang, J., Grimm, B., Goelz, S., Bille, J. F. (1994). Objective measurement of wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **11**, 1949-1957

[85] Lubatschowski, H., Schumacher, S., Fromm, M., Wegener, A., Hoffmann, H., Oberheide, U., Gerten, G. (2010). Femtosecond lentotomy: generating gliding planes inside the crystalline lens to regain accommodation ability. J Biophotonics **3 (5-6)**, 265-268

[86] Lütjen-Drecoll, E., Kaufman, P. L., Wasielewski, R., Ting-Li, L., Croft, M. A. (2010). Morphology and accommodative function of the vitreous zonule in human and monkey eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci **51 (3)**, 1554-1564

[87] Maeda, N., Fujikado, T., Kuroda, T., Mihashi, T., Hirohara, Y., Nishida, K., Watanabe, H., Tano, Y. (2002). Wavefront aberrations measured with Hartmann-Shack sensor in patients with keratoconus. Ophthalmology **109**, 1996-2003

[88] Mallen, E. A., Gilmartin, B., Wolffsohn, J. S. (2005). Sympathetic innervation of ciliary muscle and oculomotor function in emmetropic and myopic young adults. Vision Res **45**, 1641

[89] Marsack, J. D., Thibos, L. N., Applegate, R. A. (2004). Metrics of optical quality derived from wave aberrations predict visual performance. J Vis **4**, 322-328

[90] Maxwell, W. A., Lane, S. S., Zhou, F. (2009). Performance of presbyopia-correcting intraocular lenses in distance optical bench tests. J Cataract Refract Surg **35 (1)**, 166-171

[91] McGinty, S. J., Truscott, R. J. (2006). Presbyopia: The first stage of nuclear cataract? Ophthalmic Res **38**, 137

[92] McLellan, J. S., Marcos, S., Burns, S. A. (2001). Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. Invest Ophthalmol Vis Sci **42**, 1390-1395

[93] Mierdel, P., Krinke, H. E., Wiegand, W., Kaemmerer, M., Seiler, T. (1997). Messplatz zur Bestimmung der monochromatischen Aberration des menschlichen Auges. Ophthalmologe **94**, 441-445

[94] Mirshahi, A., Bühren, J., Gerhardt, D., Kohnen, T. (2003). In vivo and in vitro repeatability of Hartmann-Shack aberrometry. J Cataract Refract Surg **29**, 2295-2301

[95] Montes-Micó, R. (2007). Role of the tear film in the optical quality of the human eye. J Cataract Refract Surg **33**, 1631-1635

[96] Montes-Micó, R., Alio ,J. L., Charman, W. N. (2005). Postblink changes in the ocular modulation transfer function measured by a double-pass method. Invest Ophthalmol Vis Sci **46**, 4468-4473

[97] Montés-Micó, R., Alió, J. L., Munoz, G., Pérez-Santonja, J. J., Charman, W. N. (2004). Postblink changes in total and corneal ocular aberrations. Ophthalmology **111**, 758-767

[98] Montes-Micó, R., Cáliz, A., Alió, J. (2004). Wavefront analysis of higher order aberrations in dry eye patients. J Refract Surg **20**, 243-247

[99] Montes-Micó, R., Caliz, A., Alió, J. L. (2004). Changes in ocular aberrations after instillation of artificial tears in dry-eye patients. J Cataract Refract Surg **30**, 1649-1652

[100] Mrochen, M., Kaemmerer, M., Mierdel, P., Krinke, H. E., Seiler, T. (2000). Principles of Tscherning aberrometry. J Refract Surg **16**, 570-571

[101] Neal, D. R. (2004). Shack-Hartmann sensor engineered for commercial measurement applications. WaveFront Sciences Inc., Albuquerque

[102] Neider, M. W., Crawford, K., Kaufman, P. L., Bito, L. Z. (1990). In vivo videography of the rhesus monkey accommodative apparatus: age-related loss of ciliary muscle response to central stimulation. Arch Ophthalmol **108**, 69

[103] Ninomiya, S., Fujikado, T., Kuroda, T., Maeda, N., Tano, Y., Oshika, T., Hirohara, Y., Mihashi, T. (2002). Changes of ocular aberration with accommodation. Am J Ophthalmol **134**, 924-926

[104] Nishi, Y., Mireskandari, K., Khaw, P., Findl, O. (2009). Lens refilling to restore accommodation. J Cataract Refract Surg **35 (2)**, 374-382

[105] Oshika, T., Okamoto, C., Samejima, T., Tokunaga, T., Miyata, K. (2006). Contrast sensitivity function and ocular higher-order wavefront aberrations in normal human eyes. Ophthalmology **113**, 1807-1812

[106] Pallikaris, L. G., Panagopoulou, S. I., Siganos, C. S., Molebny, V. V., (2001). Objective measurement of wavefront aberrations with and without accommodation. J Refract Surg **17 (5)**, 602-607

[107] Pantanelli, S., MacRae, S., Jeong, T. M., Yoon, G. (2007). Characterizing the wave aberration in eyes with Keratoconus or penetrating Keratoplasty using a high-dynamic range wavefront sensor. Ophthlmology **114**, 2013-2021

[108] Pau, H., Kranz, J. (1991). The increasing sclerosis of the human lens with age and its relevance to accommodation and presbyopia. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol **229**, 294-296

[109] Pierscionek, B., Weale, R. A. (1995). Presbyopia – a maverick of human aging. Arch Gerontol Geriatr **20**, 229

[110] Pierscionek, B. K., Weale, R. A. (1995). The optics of the eye-lens and lenticular senescence. A review. Doc Ophthalmol **89**, 321-335

[111] Plainis, S., Ginis, H. S., Pallikaris, A. (2005). The effect of ocular aberrations on steady-state errors of accommodative response. J Vis **5**, 466-477

[112] Porter, J., Guirao, A., Cox, I. G., Williams, D. R. (2001). Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **18**, 1793-1803

[113] Reiter, T. (Zugriff vom 03.04.2010). Boxplot. http://www.reiter1.com/-Glossar/Glossar.htm?Glossar_detailliert_Inhalt.html

[114] Richter, H. O., Costello, P., Sponheim, S. R., Lee, J. T., Pardo, J. V. (2004). Functional neuroanatomy of the human near/far response to blur cues: eye-lens accommodation/vergence to point targets varying in depth. Eur J Neurosci **20**, 2722

[115] Rodriguez, P., Navarro, R., Gonzalez, L., Hernández, J. L. (2004). Accuracy and reproducibility of Zywave, Tracey, and experimental aberrometers. J Refract Surg **20**, 810-817

[116] Rohen, J. W. (1979). Scanning electron microscopic studies of the zonular apparatus in human and monkey eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci **18**, 133

[117] Salmon, T., Pol, C. van de (2006). Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. J Cataract Refract Surg **32**, 2064-2074

[118] Schachar, R. A. (1992). Cause and treatment of presbyopia with a method for increasing the amplitude of accommodation. Ann Ophthalmol **24**, 445

[119] Schachar, R. A., Black, T. D., Kash, R. L., Cudmore, D. P., Schanzlin, D. J. (1995). The mechanism of accommodation and presbyopia in the primate. Ann Ophthalmol **27**, 58-67

[120] Schneider, H., Bacskulin, A., Guthoff, R. (2001). History of accommodation research. In: Guthoff, R., Ludwig, K. (eds). Current aspects of human accommodation. Kaden, Heidelberg, 11-23

[121] Schwiegerling, J., Greivenkamp, J. E., Miller, J. M. (1995). Representation of videokeratoscopic height data with Zernike polynomials. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **12**, 2105-2113

[122] Shapiro, J. A., Kelly, J. E., Howland, H. C. (2005). Accommodative state of young adults using reading spectacles. Vision Res **45**, 233

[123] Smithline, L. M. (1974). Accommodative response to blur. J Opt Soc Am **64**, 1512

[124] Smolek, M. K., Klyce, S. D. (2003). Zernike polynomial fitting fails to represent all visually significant corneal aberrations. Invest Ophthalmol Vis Sci **44**, 4676-4681

[125] Stark, L. R., Atchison, D. A. (1994). Subject instructions and methods of target presentation in accommodation research. Invest Ophthalmol Vis Sci **35**, 528

[126] Strenk, S. A., Semmlow, J. L., Strenk, L. M., Munoz, P., Gronlund-Jacob, J., DeMarco, J. K. (1999). Age-related changes in human ciliary muscle and lens: a magnetic resonance imaging study. Invest Ophthalmol Vis Sci **40**, 1162

[127] Strenk, S. A., Strenk, L. M., Semmlow, J. L. (2000). High resolution MRI study of circumlental space in the aging eye. J Refract Surg **16**, 659

[128] Strenk, S. A., Strenk, L. M., Semmlow, J. L., DeMarco, J. K. (2004). Magnetic resonance imaging study of the effects of age and accommodation on the human lens cross-sectional area. Invest Ophthalmol Vis Sci **45**, 539

[129] Takeda, T., Hashimoto, K., Hiruma, N., Fukui, Y. (1999). Characteristics of accommodation toward apparent depth. Vision Res **39**, 2087

[130] Tamm, E., Croft, M. A., Jungkunz, W., Lütjen-Drecoll, E., Kaufman, P. L. (1992). Age-related loss of ciliary muscle mobility in the rhesus monkey. Role of the choroid. Arch Ophthalmol **110**, 871-876

[131] Tamm, E., Lütjen-Drecoll, E., Jungkunz, W., Rohen, J. W. (1991). Posterior attachment of ciliary muscle in young, accommodating old, presbyopic monkeys. Invest Ophthalmol Vis Sci **32**, 1678-1692

[132] Tamm, E. R., Lütjen-Drecoll, E. (1996). Ciliary body. Microsc Res Tech **33**, 390

[133] Tamm, S., Tamm, E., Rohen, J. W. (1992). Age-related changes of the human ciliary muscle. A quantitative morphometric study. Mech Ageing Dev **62**, 209-221

[134] Telandro, A. (2009). The pseudoaccommodative cornea multifocal ablation with a center-distance pattern: a review. J Refract Surg **25 (1 Suppl)**, 156-159

[135] Thibos, L. N. (2001). Wavefront data reporting and terminology. J Refract Surg **17 (5)**, 578-583

[136] Thibos, L. N., Applegate, R. A., Schwiegerling, J. T., Webb, R., VSIA Standards Taskforce Members. (2002). Standards for reporting the optical aberrations of eyes. J Refract Surg **18**, 652-660

[137] Thibos, L. N., Applegate, R. A., Schwiegerling, J. T., Webb, R. (2000). Report from the VSIA taskforce on standards for reporting optical aberrations of the eye. J Refract Surg **16 (5)**, 654-655

[138] Thibos, L. N., Hong, X., Bradley, A., Cheng, X. (2002). Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis **19**, 2329-2348

[139] Thibos, L. N., Hong, X., Bradley, A., Applegate, R. A. (2004). Accuracy and precision of objective refraction from wavefront aberrations. J Vis **4**, 329-351

[140] Trampisch, H. J., Windeler, J. (2000). Medizinische Statistik. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York

[141] Tripoli, N. (Zugriff vom 03.04.2010). The Zernike polynomials. http://www.optikon.com/en/articles/keratron_023/media/TheAberrometers_2003_Tripoli%20(Zernike%20Polynomials).pdf

[142] Truscott, R. J. (2000). Age-related nuclear cataract: a lens transport problem. Ophthalmic Res **32**, 185-194

[143] Tscherning, M. (1899). The theory of accommodation. Ophthalmic Rev **18**, 91

[144] Tscherning, M. (1894). Die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges. Z Psychol Physiol Sinne **6**, 456-471

[145] Universität Stuttgart, Institut für Technische Optik (Zugriff vom 03.04.2010). Grundprinzip des Shack-Hartmann Sensors http://www.uni-stuttgart.de/ito/Forschung/AOS/ShackHartmann/shack-_hartmann.php

[146] Vilupuru, A. S., Glasser, A. (2002). Dynamic accommodation in rhesus monkeys. Vision Res **42**, 125-141

[147] Vilupuru, A. S., Glasser, A. (2005). The relationship between refractive and biometric changes during Edinger-Westphal stimulated accommodation in rhesus monkeys. Exp Eye Res **80**, 349-360

[148] WASCA Analyzer (2005). User Manual. Carl Zeiss Meditec AG, Jena

[149] Weale, R. (1989). Presbyopia toward the end of the 20th century. Surv Ophthalmol **34**, 15

[150] Weale, R. A. (1999). On potential causes of presbyopia. Vision Res **39**, 1263

[151] Weeber, H. A., Eckert, G., Pechhold, W., Heijde, R. G. van der (2007). Stiffness gradient in the crystalline lens. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol **245**, 1357-1366

[152] Weeber, H. A., Eckert, G., Soergel, F., Meyer, C. H., Pechhold, W., van der Heijde, R. G. (2005). Dynamic mechanical properties of human lenses. Exp Eye Res **80**, 425-434

[153] Zadok, D., Levy, Y., Segal, O., Barkana, Y., Morad, Y., Avni, I. (2005). Ocular higher-order aberrations in myopia and skiascopic wavefront repeatability. J Cataract Refract Surg **31**, 1128-1132

[154] Zhu, M., Collins, M. J., Iskander, D. (2004). Microfluctuations of wavefront aberrations of the eye. Ophthalmic Physiol Opt **24**, 562-571

7. Danksagung:

An dieser Stelle möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. H. B. Dick, für die Überlassung des Dissertations-Themas sowie die konstruktive Zusammenarbeit bedanken. Er stand mir jederzeit mit Ratschlägen bei der Durchführung der Arbeit zur Seite und betreute diese Dissertation mit großem Engagement. Ohne das hohe Maß an Kooperationsbereitschaft sowie die mir gewährten Freiräume wäre ein Gelingen dieser Arbeit nicht möglich gewesen.

Ein besonderer Dank geht an meine Eltern, Ferdinand und Monika Elling, für ihr Verständnis, ihre geduldige Unterstützung und ihren liebevollen Rückhalt. Außerdem danke ich meinen Freunden, die mir in manch schwieriger Situation zur Seite gestanden haben und mir Mut machten.

Bedanken möchte ich mich auch bei den Kollegen der Augenklinik der Ruhr-Universität Bochum, hierbei besonders bei Herrn Dr. med. Adolfo Peña Aceves (Guadalajara / Mexiko), der mich bei meiner Studie intensiv unterstützt hat.

Ohne die freiwilligen Studienteilnehmer wäre die Durchführung dieser Arbeit nicht möglich gewesen, Ihnen gilt ebenfalls mein ganz besonderer Dank.

8. Curriculum Vitae:

Zu meiner Person

Matthias Elling
geboren am 14. Dezember 1977
in Gronau
ledig

Schulbildung

August 1984 – Juli 1988	St.-Vitus-Grundschule Metelen
August 1988 – Juni 1997	Städtisches Gymnasium Ochtrup
Juni 1997	Abitur

Zivildienst

Juli 1997 – Juli 1998	St.-Sophien-Haus Wohnheim für Behinderte Metelen

Hochschulstudium

Oktober 1998 – November 2004	Studium der Medizin Ruhr-Universität Bochum
Sommer 2000	Physikum
Sommer 2001	1. Staatsexamen
Sommer 2003	2. Staatsexamen
November 2004	3. Staatsexamen

PJ-Tertiale

Oktober 2003 – Februar 2004	Chirurgie Prof. Dr. med. G. Muhr, Bochum
Februar 2004 – Mai 2004	Innere Medizin Prof. Dr. med. G. Schultze-Werninghaus, Bochum
Mai 2004 – September 2004	Augenheilkunde Prof. Dr. med. U. Gronemeyer, Bochum

Beruflicher Werdegang

Januar 2005 – Januar 2010	Assistenzarzt Universitäts-Augenklinik Prof. Dr. med. H. B. Dick Knappschaftskrankenhaus Bochum-Langendreer
seit Februar 2010	Facharzt für Augenheilkunde
seit Mai 2010	Oberarzt

Mitgliedschaften

seit 2005	DOG Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft
seit 2005	BVA Berufsverband der Augenärzte Deutschlands
seit 2007	ASCRS American Society of Cataract and Refractive Surgery
seit 2007	ESCRS European Society of Cataract and Refractive Surgeons
seit 2008	AAO American Academy of Ophthalmology

Vorträge zur Dissertation

Februar 2007	169. Versammlung der Rheinisch-Westfälischen Augenärzte Mülheim / Ruhr
April 2007	ASCRS 2007, San Diego, California, USA Award-Winner „Best Paper of Session“
September 2008	106. DOG Kongress Berlin
November 2008	AAO 2008 Joint Meeting Atlanta, USA