



# Mobiles Eye-Tracking

## Vergleichende Evaluation einer mobilen Eye-Tracking Brille

Masterarbeit  
zur Erlangung des akademischen Grades  
Master of Science

Universität Potsdam  
Humanwissenschaftliche Fakultät  
Exzellenzbereich Kognitionswissenschaften  
Department Psychologie

Autor: Daniel Backhaus  
Matrikelnummer: 752338  
1. Gutachter: Prof. Dr. Ralf Engbert  
2. Gutachter: Dr. Hans Trukenbrod  
Datum: 25.07.2016

## Danksagung

In erster Linie danke ich meinen Betreuern Prof. Dr. Ralf Engbert und Dr. Hans Trukenbrod. Ihr offener Umgang und das lernfreundliche Klima sind beispielhaft für mich. Sie haben mir die Möglichkeit gegeben, mich mit der Programmierung in MATLAB und R, sowie dem Schreiben in LATEX vertraut zu machen und haben mir in jeder Phase Unterstützung angeboten. Bei der Programmierung des Experiments, der Aufbereitung und Auswertung der Daten sowie bei generellen inhaltlichen Fragen haben sie mir stets mit ihren Erfahrungen weitergeholfen. Besonders möchte ich Dr. Hans Trukenbrod dafür danken, dass er mir den Code des Experimentes 'SpatStat' zur Verfügung gestellt hat. Dieser hat mir die Programmierung meines Experimentes sehr erleichtert.

Mit großer Verbundenheit danke ich meinem Bürokollegen und Freund Lars Rothkegel, der es hervorragend verstand, mit Tipps und Hinweisen die Krisen des Alltages zu lindern und der sich immer die Zeit genommen hat, einen Blick über meine Schulter zu werfen. Danke für die Bereitstellung der LATEX-Grunddatei und die vielen kleinen Übungssessions.

Danken möchte ich allen Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Abteilung für Allgemeine und Biologische Psychologie, die sich bereit erklärt haben, TeilnehmerInnen meines Experimentes zu seien. Der aufwändige experimentelle Aufbau mit zwei Messgeräten und einer Kopffixierung durch eine Beifsschiene waren eine große Herausforderung, die wir gemeinsam gemeistert haben.

Von Herzen danke ich meinen Eltern Sylvia und Jörg Backhaus, die mir mein Wunschstudium ermöglicht haben, mich finanziell und ideell bei all meinen Wegen und Entscheidungen unterstützt und aus jeder verfahrenen Situation einen Ausweg aufzeigten.

# Inhaltsverzeichnis

|   |            |
|---|------------|
| <b>Abbildungsverzeichnis</b>                                  | <b>III</b> |
| <b>Tabellenverzeichnis</b>                                    | <b>III</b> |
| <b>Abkürzungsverzeichnis</b>                                  | <b>III</b> |
| <b>1 Einleitung</b>   | <b>1</b>   |
| <b>2 Theoretischer Hintergrund</b>                            | <b>2</b>   |
| 2.1 Augenbewegungen . . . . .                                 | 2          |
| 2.2 Aufzeichnung von Augenbewegungen - Eye-Tracking . . . . . | 3          |
| 2.2.1 Die Geschichte des Eye-Trackings . . . . .              | 3          |
| 2.2.2 Eye-Tracking Anwendungsgebiete . . . . .                | 4          |
| 2.2.3 Eye-Tracking Methoden . . . . .                         | 5          |
| 2.3 Motivation und Ziel der vorliegenden Arbeit . . . . .     | 10         |
| <b>3 Methodik</b>   | <b>13</b>  |
| 3.1 Verwendete Messtechnik . . . . .                          | 13         |
| 3.2 Datenaufbereitung . . . . .                               | 17         |
| <b>4 Ergebnisse</b>   | <b>24</b>  |
| 4.1 Häufigkeitsverteilung der detektierten Sakkaden . . . . . | 24         |
| 4.2 Verteilung der Sakkadenlängen . . . . .                   | 25         |
| 4.3 Main sequence . . . . .                                   | 26         |
| 4.4 Verteilung der Fixationsdauern . . . . .                  | 28         |
| 4.5 Verteilung der maximalen Geschwindigkeiten . . . . .      | 30         |
| <b>5 Diskussion und Ausblick</b>                              | <b>33</b>  |
| 5.1 Interpretation der Ergebnisse . . . . .                   | 33         |
| 5.2 Limitationen und Ausblick . . . . .                       | 35         |
| <b>Literatur</b>  | <b>36</b>  |
| <b>Anhang</b>   | <b>40</b>  |

# Abbildungsverzeichnis

|    |   |    |
|----|---|----|
| 1  | Skleral Kontaktlinsen Methode. . . . .                                | 6  |
| 2  | Elektrookulographie. . . . .  | 7  |
| 3  | Das menschliche Auge. . . . .   | 8  |
| 4  | Purkinje-Reflexionen. . . . .   | 9  |
| 5  | Pupille und Corneal-Reflexion entsprechend der Augenposition. . . . . | 10 |
| 6  | Kamerabild eines videobasierten Eye-Trackers. . . . .                 | 10 |
| 7  | Vergleich der Blickverteilungen mobil und im Labor. . . . .           | 12 |
| 8  | Mobiler Eye-Tracker: SMI ETG 2.0. . . . .                             | 13 |
| 9  | Stationärer Eye-Tracker: SR Research EyeLink-1000. . . . .            | 15 |
| 10 | Darstellung des Stimulusmartials. . . . .                             | 16 |
| 11 | Ablauf eines Versuchsdurchgangs. . . . .                              | 17 |
| 12 | Versuchsaufbau. . . . .   | 18 |
| 15 | Daten-Filterung. . . . .  | 21 |
| 13 | Räumliche Transformation der SMI ETG 2.0 Daten. . . . .               | 22 |
| 14 | Zeitliche Transformation der SMI ETG 2.0 Daten. . . . .               | 23 |
| 16 | Verteilung der Sakkadenlängen. . . . .                                | 26 |
| 17 | Main sequences der Messsysteme. . . . .                               | 27 |
| 18 | Verteilung der Fixationsdauern (übereinstimmend). . . . .             | 29 |
| 19 | Verteilung der Fixationsdauern (alle). . . . .                        | 30 |
| 20 | Verteilung der maximalen Geschwindigkeiten. . . . .                   | 32 |

# Tabellenverzeichnis

|   |   |    |
|---|---|----|
| 1 | Typen von Augenbewegungen . . . . .                       | 3  |
| 2 | Technische Daten der Messgeräte . . . . .                 | 14 |
| 3 | Häufigkeitsverteilung der detektierten Sakkaden . . . . . | 24 |
| 4 | Korrelation der main sequences. . . . .                   | 28 |

# Abkürzungsverzeichnis

**EOG** Elektrookulographie

**ETG** Eye Tracking Glasses

**Hz** Hertz

**SMI** SensoMotoric Instruments

**VOG** Videookulografie

**POR** Point of regard

## 1 Einleitung

Die wissenschaftliche Untersuchung des menschlichen Blickverhaltens begann bereits im 19. Jahrhundert. Heute gibt es unzählige Anwendungsgebiete des Eye-Trackings. Von wissenschaftlichen Fragestellungen wie „Welche Reize kann der Mensch überhaupt wahrnehmen?“, „Wie funktioniert das Lesen?“, „Gibt es Muster, wie der Mensch mit seinen Augen Informationen sammelt und können diese vorhergesagt werden?“ über wirtschaftliche Fragen und Fragen aus der Werbebranche wie „Hebt sich mein Produkt von anderen im Kaufhausregal ab?“, „Ist die Website benutzerfreundlich aufgebaut?“, „Im Falle eines Alarms, helfen die angebrachten Beschilderungen den Fluchtweg zu finden?“ bis hin zu Fragen zur Möglichkeit der Computersteuerung durch Blickbewegungen, in fast jeder Branche werden Fragen durch die Messung von Augenbewegungen beantwortet. Die technische Entwicklung der letzten Jahre löste das Eye-Tracking vom feststehenden Computer und mobile Messgeräte bilden einen wachsenden Markt. Dadurch können nicht nur neue Zielgruppen erreicht werden, sondern auch neue grundlegende wissenschaftliche Fragen, die jetzt beantwortet werden können, tauchen auf: „Unterscheiden sich die Blickbewegungen und -positionen von Personen, die eine Landschaft als Bild auf einem Computer sehen von denen, die die Landschaft in der realen Umwelt sehen?“, „Welchen Einfluss hat die Beweglichkeit des Kopfes auf die Blickbewegung?“.

Um einen Vergleich zwischen realer Umgebung, mit mobilen Eye-Tracker gemessen und Laborbedingung, mit stationärem Eye-Tracker gemessen, valide führen zu können, muss sichergestellt werden, dass die unterschiedlichen Systeme die Augenbewegung in einer vergleichbaren Qualität messen können. In dieser Arbeit wird ein Datensatz erzeugt, der die Evaluation eines mobilen Eye-Trackers ermöglicht. Dies ist wichtig, da anderenfalls gefundene Unterschiede zwischen mobil und stationär gemessenen Daten Artefakte der Messtechnik oder der Auswertung sein können. Erste Analysen werden präsentiert und weitere mit dem Datensatz mögliche Analysen vorgeschlagen.

## 2 Theoretischer Hintergrund

### 2.1 Augenbewegungen

Der Mensch nimmt seine Umwelt mit unterschiedlichen Sinnesorganen wahr. Visuelle Informationen sammelt er durch die schnellsten und häufigsten Bewegungen seines Körpers - den Augenbewegungen (Boff and Lincoln, 1988; Bridgeman, 1992). Pro Auge gibt es sechs Muskeln, die das Auge horizontal, vertikal und torsional bewegen können (Wolff, 1948). Es gibt sehr unterschiedliche Bewegungsarten, die unterschiedliche Zwecke erfüllen.

Die gemeinhin als Stillstand verstandene Fixation, sind kaum wahrnehmbare sehr kleine Augenbewegungen, die Fixationsbewegungen heißen (Martinez-Conde et al., 2004), welche den Wahrnehmungsverlust vermeiden, der durch die Adaption an Reize auftreten würde (Martinez-Conde et al., 2006). Tremor ist eine Zitterbewegung, die voneinander unabhängig in beiden Augen auftritt. Er wird als Rauschen des okulomotorischen Systems verstanden, der durch unregelmäßiges Feuern der Motoneuronen des Hirnstamms entsteht. Der Tremor hat eine Frequenz zwischen 30 - 100 Hz und Amplituden zwischen 5 und 30 Winkelsekunden (Ciuffreda and Tannen, 1995). Drift ist eine langsame, ebenfalls in beiden Augen unabhängige Bewegung mit typischen Amplituden von 1-8 Winkelminuten und einer Frequenz von < 0.5 Hz (Martinez-Conde et al., 2004). Es wird ebenfalls als Rauschen des okulomotorischen Systems verstanden und macht über 95 % der Fixationszeit aus. Mikrosakkaden hingegen treten mit 1 bis 2 Hz sehr selten auf. Sie weisen Amplituden unter 25 Winkelminuten auf. Im Gegensatz zu Drift und Tremor ist ein Hauptmerkmal der Mikrosakkade ihre Binokularität mit Korrelationen von  $r = 0.6$  bis  $r = 0.9$ . Aufgrund dieses Merkmals geht man von einer neuronalen, zentralen Steuerung dieser Bewegung aus (Ciuffreda and Tannen, 1995). Fixationsbewegungen werden in der Regel unbewusst durchgeführt (Ratliff and Riggs, 1950).

Weitere Augenbewegungen sind die Folgebewegungen. Folgebewegungen sind kontinuierliche Bewegungen, wenn ein sich bewegendes Objekt betrachtet wird. Dabei gehen keine Informationen über das sich bewegende Objekt verloren (Hagendorf et al., 2011). Ändert sich die Sehtiefe, bewegt sich ein Objekt also vom Betrachter weg oder zum Betrachter hin, treten Vergenzbewegungen auf. Bewegungsarten, die das visuelle Bild stabilisieren, sind der optokinetische Nystagmus, um Objekte zu fixieren, wenn sich der Betrachter bewegt, und der vestibulookuläre Reflex, um den Kopf bewegen zu können und dabei das Sichtfeld identisch zu halten (Kaufmann and de Decker, 2004).

Die wohl spannendste und meist untersuchte Augenbewegung ist die Sakkade, eine bewusst ausgeführte Veränderung des Sichtfeldes. Sakkaden sind mit Geschwindigkeiten von bis zu  $600^\circ$  pro Sekunde die schnellste bewusste Bewegung des

Menschen und haben in der Mehrheit Amplituden von 4 Winkelminuten bis 100 Grad Sehwinkel (Bahill et al., 1975). Visuelle Informationen werden während dieser Bewegung nicht übermittelt (Riggs et al., 1974). Deubel und Schneider konnten zeigen, dass einer Sakkade eine Aufmerksamkeitsverschiebung vorausgeht (Deubel and Schneider, 1996). Sakkaden erreichen oft nicht direkt ihr Ziel, sondern die Augen schwingen noch nach, bevor sie stoppen. Diese Bewegungen werden als Glissade bezeichnet. Da die *Fovea centralis*, der Bereich der Netzhaut, der uns das scharfe Sehen ermöglicht, sehr klein ist, kann der Mensch nur ca. 2° seines knapp 180° horizontalen und 130° vertikalen Sichtfeldes scharf wahrnehmen (Polyak, 1941). Daher verschieben im Schnitt 3 - 5 Sakkaden pro Sekunde den Bereich des scharfen Sehens, um in der Zeit dazwischen, der Fixation, aktiv Wahrzunehmen (Rayner, 1998). 25 % des visuellen Kortex verarbeiten dabei die zentralen 2.5° der visuellen Szene (DeValois and DeValois, 1990). Tabelle 1 zeigt eine Zusammenfassung der Augenbewegungsarten mit ihren typischen Dauern, Amplituden und Geschwindigkeiten nach Holmqvist et al. (2011).

*Tabelle 1:* Typische Werte der bekanntesten Typen von Augenbewegungen (Holmqvist et al., 2011).

| TYPE          | DAUER(ms) | AMPLITUDE | GESCHWINDIGKEIT |
|---------------|-----------|-----------|-----------------|
| Fixation      | 200-300   | —         | —               |
| Sakkade       | 30-80     | 4-20°     | 30-500°/s       |
| Glissade      | 10-40     | 0.5-2°    | 20-140°/s       |
| Folgebewegung | —         | —         | 10-30°/s        |
| Mikrosakkade  | 10-30     | 10-40'    | 15-50°/s        |
| Tremor        | —         | < 1'      | 20'/s (peak)    |
| Drift         | 200-1000  | 1-60'     | 6-25'/s         |

## 2.2 Aufzeichnung von Augenbewegungen - Eye-Tracking

### 2.2.1 Die Geschichte des Eye-Trackings

Jacob und Karn sowie Wade und Tatler haben sich mit der Geschichte des Eye-Trackings genauer befasst und einen guten Überblick zusammengestellt (Jacob and Karn, 2003; Wade and Tatler, 2005). Bereits im 19. Jahrhundert versuchten Menschen Blickbewegungen aufzuzeichnen und zu erfassen (Huey, 1908). Erste Untersuchungen wurden z.B. von Emile Javal im Jahre 1879 durchgeführt (Javal, 1879). Erste Eye-Tracker hatten noch direkten Kontakt mit dem Augapfel. Dodge und Cline präsentierten 1901 die erste genaue Technik, die Lichtreflexe auf der Augenhornhaut zur Aufzeichnung verwendeten und somit ohne starke Beanspruchung der Versuchspersonen auskam (Dodge and Cline, 1901). 1905 verwendeten

Judd, McAllister und Steel die Aufzeichnung von Bildern der Augenbewegungen. Dabei wurden den Probanden eine weiße Markierung auf den Augen befestigt und die Bewegung der Markierung aufgezeichnet (Judd et al., 1905). In seinem Buch „The psychology and pedagogy of reading.“ beschrieb Edmund Huey 1908, das Menschen Texte lesen, indem sie eine Zeile mit kurzen Bewegungen von links nach rechts abgehen, und mit einem einzigen Sprung zum Anfang der nächsten Zeile kommen (Huey, 1908). 1950 wurde die erste Studie zur Nutzbarkeit in der Mensch - Maschine Interaktion veröffentlicht. Fitts, Jones und Milton untersuchten, wo Piloten beim Landeanflug im Cockpit auf häufigsten hinschaute (Fitts et al., 1950). 1948 entwickelten Hartridge und Thompson die ersten am Kopf befestigten Eye-Tracker (Hartridge and Thomson, 1948).

Vor 1960 interessierten sich die Forscher ausschließlich für den Zusammenhang von Augenbewegungen mit den Eigenschaften der präsentierten Stimuli. Dahinterliegende kognitive Prozesse rückten erst jetzt in den Fokus der wissenschaftlichen Aufmerksamkeit. So haben 1976 Just und Carpenter Fixationsdauern untersucht, während die Versuchspersonen einfache kognitive Aufgaben, wie das Rotieren von mentalen Objekten, Satzerkennung oder Mengenvergleiche durchgeführt haben (Just and Carpenter, 1976). Zeitgleich haben die US Airforce und die US Army Remote-Eye-Tracking-Systeme entwickelt, welche die Einschränkungen der Versuchspersonen deutlich im Vergleich zu den Vorläufermodellen verringerten (Lambert et al., 1974; Monty, 1975; Merchant et al., 1974). Die Entwicklung der privaten Computer in den achtziger Jahren des zwanzigsten Jahrhunderts war ein wichtiger Schritt auch für das Eye-Tracking. So wurden die Minicomputer ein wichtiger Vorläufer für das Echtzeit-Eye-Tracking zur Untersuchung der Computer-Mensch-Interaktion (Anliker, 1976). Heute wird Eye-Tracking nicht nur benutzt, um die Nutzung von Computern und grafischen Oberflächen zu untersuchen, sondern Augenbewegungen werden auch als Eingabemedium zum Steuern von z.B. virtuellen Welten verwendet (Sundstedt, 2012).

### **2.2.2 Eye-Tracking Anwendungsgebiete**

Die Ursprünge der Eye-Tracking Firmen sind sehr unterschiedlich. SR-Research mit den EyeLink-Trackern wurde von Wissenschaftlern gegründet. Mitbegründer waren Dave Stampe und Eyal Reingold vom Department der Psychologie der University of Toronto. SMI (SensoMotoric Instruments) entstand aus einer Doktorarbeit über torsionales Eye-Tracking (Teiwes, 1991). Im Frühjahr 2009 gab es 23 Unternehmen die videobasierte Eye-Tracker herstellen (Holmqvist et al., 2011). Doch wofür wird Eye-Tracking verwendet?

Eine der Hauptzielgruppen für Eye-Tracking-Systeme ist die Wissenschaft. In fast allen Bereichen findet es heutzutage Anwendung. Ein ausgereifter experimen-

teller Aufbau (hohe Genauigkeit, präzises Timing, hohe räumliche Auflösung) sowie umfangreiche statistische Auswertungsmöglichkeiten und Zugriff auf die Rohdaten sind für diese Zielgruppe notwendige Anforderungen. Führende Hersteller sind SR Research mit der EyeLink Produktlinie, SenoMotoric Instruments (SMI) mit Produkten wie dem iViewX und die Tobii Technology AB. Eine weitere große Zielgruppe ist die Markt-, Medien-, und Werbebranche. Für diese Zielgruppe ist die einfache Bedienung und eine leicht verständliche Auswertung oft die Hauptanforderung. Klinische Nutzer sind weniger interessiert an der Blickposition, als an Blickbewegungsmustern. Ziel des Eye-Trackings ist oft, Diagnosen für einzelne Patienten zu stellen oder grundlegende visuelle Defizite zu beschreiben. Für diese Gruppe ist eine einfache und flexible Kalibrierung eine Anforderung, da Patienten oft nicht stabil fixieren können. Die Anwendergruppe der Human Factor Wissenschaftler haben vergleichbare Anforderungen wie die Wissenschaftler. Spezielle Flexibilität der Nutzung für den Einsatz in z.B. Autos und Flugzeugen ist eine Anforderung an die Eye-Tracking Systeme. Eine wachsende Zielgruppe sind Technikfirmen, die eine blickgesteuerte Computer Bedienung erstellen. Hier wird oft ein niedriger Preis über eine hohe Genauigkeit priorisiert. LC Technology und Tobii Technology AB sind die Hauptvertreter dieser Gruppe.

### **2.2.3 Eye-Tracking Methoden**

Augenbewegungen können auf unterschiedliche Weise gemessen werden. Die drei gängigsten Methoden sind folgende:

- Skleral Kontaktlinse
- Elektrookulographie (EOG)
- Videookulografie (VOG)

#### **Skleral Kontaktlinse**

Die Skleral Kontaktlinsen Methode wurde z.B. von Yarbus und Ditchburn zwischen 1950 und 1970 verwendet. Der Proband bekommt eine spezielle Linse eingesetzt, an der ein Referenzobjekt befestigt ist, z.B. ein Spiegel, indem eine Lichtquelle verfolgt wird oder eine Spule. Bei der Variante mit der Spule befinden sich die Versuchspersonen in einem magnetischen Feld. Ändert sich durch die Augenbewegung der Winkel der Spule, wird eine Spannung induziert. Die Linse ist sehr groß, da sie die Cornea und die Sklera überdecken muss. Augenbewegungen werden relativ zur Kopfposition gemessen. Mit dieser Methode kann sehr genau gemessen werden (Genauigkeit von 5-10 Winkelsekunden über einen Bereich von 5° ) (Young and Sheena, 1975). Da diese Methode fast ausschließlich mit erfahrenen Kontaktlinsen-Trägern durchgeführt werden kann, und die Linsen unangenehm

seien können, ist sie für viele Studien nicht die Methode der Wahl (Duchowski, 2007). Heute ist bekannt, dass die Linsen das Blickverhalten der Versuchspersonen beeinflussen (Frens and Van der Geest, 2002; Träisk et al., 2005). Daher wird diese Methode trotz ihrer Genauigkeit heute nicht mehr verwendet. Abbildung 1 zeigt eine Skleral Kontaktlinse mit Drahtspule sowie elektromagnetische Rahmen.

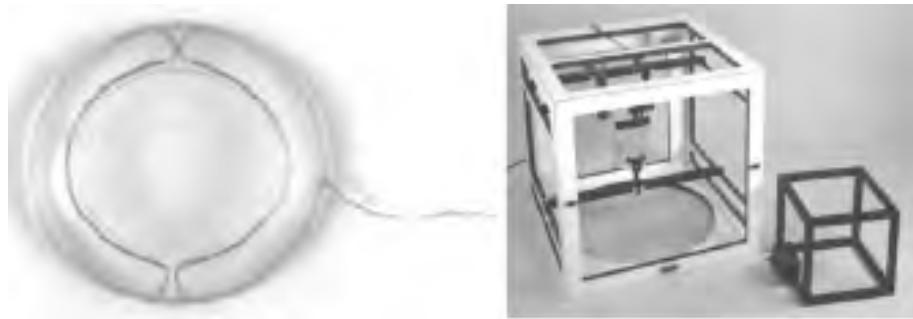


Abbildung 1: Links:Beispiel einer Skleral Kontaktlinse mit Drahtspule. Rechts:Elektromagnetische Rahmen (Duchowski, 2007).

### **Elektrookulographie (EOG)**

Es besteht eine Spannungsdifferenz zwischen der positiveren Hornhaut und dem negativeren hinteren Augenpol von ca. 6 mV – der sogenannte okulären Dipol. Bei der Elektrookulographie werden dem Probanden Elektroden um das Auge herum platziert, die Unterschiede im elektrischen Potenzial der Haut messen, wenn der Dipol sich bewegt. Das System ist sehr störungsanfällig, da die umliegenden Muskelbewegungen mit erfasst werden. Der miterfasste Lidschlag und die Nichtlinearität des Systems sind weitere Faktoren, die gegen diese Methode sprechen. Augenbewegungen werden relativ zur Kopfposition erfasst. Da die Methode sehr ungenau ist, wird sie für Forschungsfragen, bei denen die genaue Augenposition benötigt wird, nicht angewandt. Dafür findet die Methode großen Anklang in der Animationsfilm-Produktion. Abbildung 2 zeigt eine Probandin, die die Elektrookulographie-Elektroden trägt.

### **Videookulografie (VOG)**

Die bisher vorgestellten Techniken messen die Augenposition relativ zum Kopf. Mit der Messung von zwei Eigenschaften, z.B. Position des Kopfes im Raum und die relative Augenposition, kann der genaue Punkt bestimmt werden, auf den die Versuchspersonen schauen. Man spricht dabei vom „Point of regard“ (POR) (Duchowski, 2007). Mit der videobasierten Messung können gleichzeitig zwei Eigenschaften gemessen werden, die diese Anforderungen erfüllen. Viele unterschiedliche Merkmale des Auges können erhoben werden, z.B. die Corneal-Reflexionen, die Grenze



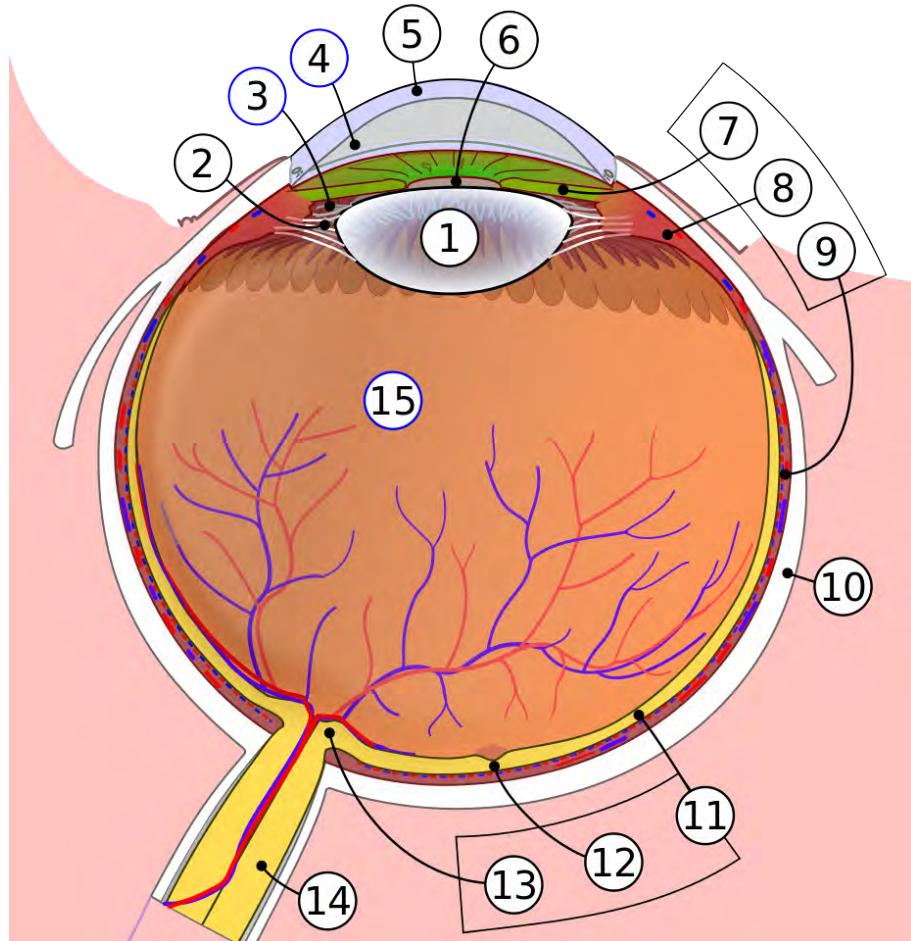
Abbildung 2: Beispiel der Elektrookulographie (Duchowski, 2007).

zwischen Cornea und Sklera sowie die Pupillenform (Poole and Ball, 2006). Videobasiertes Eye-Tracking ist eine der weitverbreitesten Eye-Tracking Techniken (Duchowski, 2007). Es gibt Methoden, bei denen lediglich ein Augenvideo aufzeichnet wird, welches später manuell Bild für Bild ausgewertet werden kann. Die bekannteste videobasierte Methode ist jedoch die kombinierte Aufzeichnung der Retina- und Corneal-Reflexion. Dabei wird infrarotes Licht ins Auge gesendet. Aufgrund des Aufbaues des Auges reflektiert das Licht an den unterschiedlichen Schichten verschieden. Ein Überblick über den Aufbau des menschlichen Auges mit seinen englischen Fachbegriffen ist in Abbildung 3 dargestellt.

Bei der Kombination aus Retina- und Corneal-Reflexion wird versucht die Pupille als schwarzen (*dark pupil*) oder weißen (*bright pupil*) Kreis und die Corneal-Reflexion, bekannt als Purkinje Reflexion, aufzunehmen (Crane, 1994). Es gibt vier verschiedene Purkinje Reflexionen, welche in Abbildung 4 erklärt sind. Durch die Reflexion des Infrarotlichtes erscheint die Pupille als schwarzer oder weißer Kreis und die Corneal-Reflexion als heller Punkt daneben. Um zu messen, wo der Proband hinschaut, kann die Differenz zwischen der Pupille und der Corneal-Reflexion berechnet werden (Poole and Ball, 2006). Abbildung 5 zeigt dies schematisch.

### Arten von videobasierten Eye-Tracking Systemen

Die wichtigsten technischen Unterschiede in den verschiedenen videobasierten Eye-Tracking Systemen lassen sich mit der Genauigkeit, der räumlichen Auflösung und der zeitlichen Auflösung beschreiben. Die Genauigkeit gibt den zu erwartenden Unterschied in Grad Sehwinkel zwischen der wirklichen Augenposition und der berechneten mittleren Augenposition während der Fixation an. Die Werte liegen

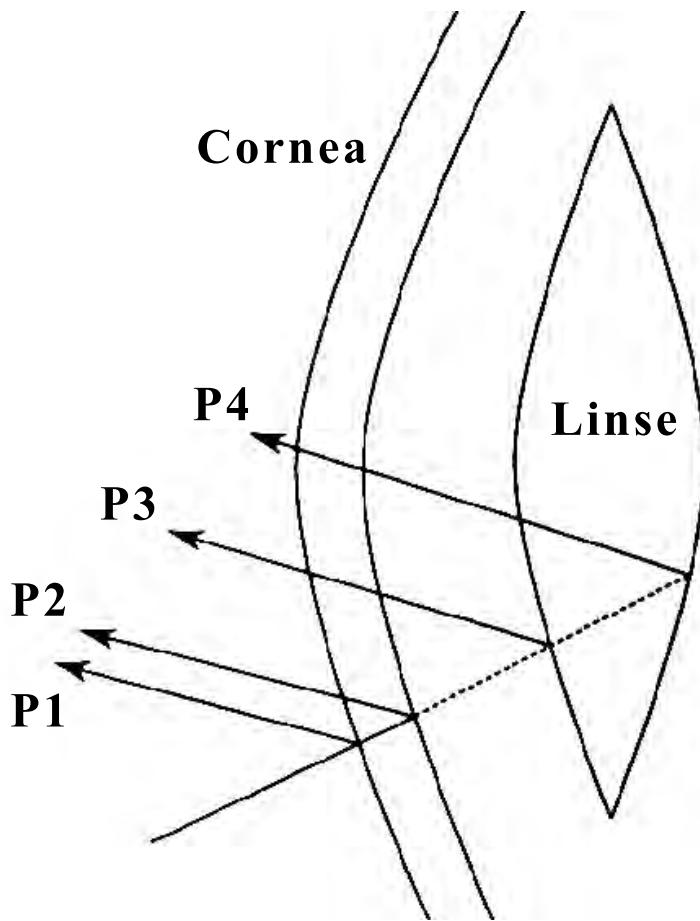


*Abbildung 3:* Schematische Darstellung des menschlichen Auges: 1. lens 2. suspensory ligament 3. posterior chamber and 4. anterior chamber (filled with aqueous humour) 5. cornea 6. pupil 7. iris 8. ciliary body 9. choroid 10. sclera 11. retina 12. fovea 13. optic disc 14. optic nerve 15. vitreous humour (Silversmith, 2016).

heutzutage zwischen  $0.5^\circ$  und  $1^\circ$ . Die räumliche Auflösung gibt den kleinsten Unterschied zwischen zwei Augenpositionen an, der erfasst werden kann. Die zeitliche Auflösung, auch Abtastrate oder Sampling-Rate genannt, gibt die Anzahl der pro Sekunde aufgezeichneten Augenpositionen an und wird in Hertz gemessen. Übliche Werte differieren sehr stark zwischen den Systemen von 30 Hz bis 2000 Hz.

### Stationäre Systeme (remote systems)

Stationäre Systeme bestehen aus einem Monitor, einer Infrarotlichtquelle und einer hochauflösenden Infrarotkamera. Auf dem Monitor werden den Versuchspersonen das Stimulusmaterial präsentiert. Die Infrarotlichtquelle erzeugt die Reflexionen auf der Cornea und leuchtet die Pupille aus. Die Kamera nimmt die Augen monokular oder binokular auf. Das Kamerabild wird in Echtzeit verarbeitet und die Pupille und die Corneal-Reflexion wird getrackt. Abbildung 6 zeigt das Bild ei-



*Abbildung 4:* Die durch einfallendes Licht entstehenden vier Purkinje-Reflexionen: P1 Reflexion der Vorderseite der Cornea. P2 Reflexion der Hinterseite der Cornea. P3 Reflexion der Vorderseite der Linse. P4 Reflexion der Hinterseite der Linse. Für videobasiertes Eye-Tracking wird meist P1 verwendet (Holmqvist et al., 2011).

ner solchen Kamera, auf dem sowohl die Pupille als auch der Corneal-Reflex gut detektiert werden.

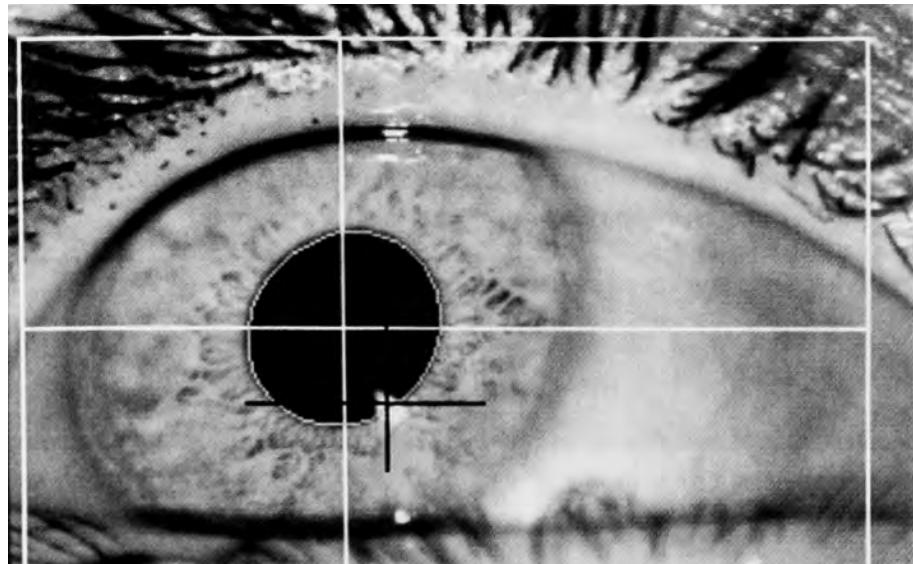
In diesen Systemen wird die Mitte der Pupille und der Corneal-Reflex als Referenz verwendet, um kleine Kopfbewegungen zu kompensieren (Duchowski, 2007). Um die Datenqualität zu maximieren, die Genauigkeit der Blickposition also zu erhöhen, wird den Probanden oft der Kopf fixiert. Dies kann durch eine Kopf- oder Kinnstütze, sowie auch durch eine Beißschiene erfolgen.

### Am Kopf befestigte Systeme

Für manche Forschungsfragen ist es notwendig, dass der Proband seinen Kopf frei bewegen kann und sich in einer natürlichen Umgebung befindet. Dies ist z.B. der Fall, wenn das Blickverhalten beim Treppensteigen untersucht wird, oder das Blickverhalten beim Gang durch Supermarktregale. Kopfgetragene Systeme kommen auch im Labor zum Einsatz. Dort wird mithilfe von Sensoren am Stirnband und Monitor die Kopfbewegung gemessen, um sie später zu verrechnen. Die zweite



*Abbildung 5:* Die Purkinje-Reflexion 1 ändert ihre Position zur Pupille relativ zur Blickposition. Schaut der Proband z.B. nach unten, ist die Reflexion über der Pupille zu erwarten. Schaut der Proband nach unten rechts, ist die Reflexion links oberhalb der Pupille zu erwarten (Poole and Ball, 2006).



*Abbildung 6:* Am Kamerabild des videobasierten Eye-Trackers ist die Detektion der Pupille (weißes Fadenkreuz) und die Detektion des Corneal-Reflexes (schwarzes Fadenkreuz) gut zu erkennen (Holmqvist et al., 2011).

immer größer werdende Gruppe von kopfgetragenen Systemen sind die sogenannten mobilen Eye-Tracker. Der Proband bekommt hier eine Brille aufgesetzt, welche mit ein bis zwei Infrarotlichtkameras die Augenbewegungen aufzeichnet. Eine in Blickrichtung des Probanden gerichtete Szenen-Kamera erfasst das Blickfeld des Probanden. Ein Steuerungs- und Aufzeichnungsgerät, meist in der Größe eines Smartphones oder Laptops, projiziert die aufgenommene Blickposition in Echtzeit auf das Szenenkamerabild.

## 2.3 Motivation und Ziel der vorliegenden Arbeit

Wie im Abschnitt *Eye-Tracking Methoden* beschrieben, wachsen mit der Verbesserung der Technik im Allgemeinen auch die technischen Möglichkeiten des Eye-Trackings. Die Hersteller versuchen sich z.B. in der zeitlichen Auflösung der Geräte gegenseitig zu übertreffen. So gibt es heute Eye-Tracker die eine Sampling-Rate von bis zu 2000 Hz anbieten, wie z.B. der EyeLink 1000 Plus (SRResearch, 2016),

was vor wenigen Jahren noch undenkbar gewesen war. Auch die mobilen Geräte steigern sich stetig in ihrer zeitlichen und räumlichen Auflösung. So bietet z.B. SensoMotoric Instruments (SMI) eine mobile Eye-Tracking Brille mit 120 Hz an (SensoMotoricInstruments, 2016) und ist damit marktführend in diesem Gebiet. Aber auch auch deutlich günstigere mobile Eye-Tracker sind heute mit der gleichen Hardware-Konfiguration erhältlich, wie z.B. das Modell der Berliner Pupil Labs UG (PupilLabs, 2016).

Erste wissenschaftliche Untersuchungen zeigen, dass die gesammelten Blickbewegungsdaten mit mobilen Eye-Trackern in der realen Welt sich von denen unterscheiden, welche mit stationären Eye-Trackern im Labor gesammelt wurden. Foulsham et al. haben Versuchspersonen mit einem mobilen Eye-Tracker einen Weg um das Universitätsgelände abgehen lassen und dabei die Blickbewegungsdaten, wie auch das Blickfeld der Probanden aufgezeichnet. In einer zweiten Sitzung haben die Versuchspersonen im Labor die Videos auf einem Monitor präsentiert bekommen, wobei ihre Augenbewegungen mit einem stationären Eye-Tracker aufgezeichnet wurden. Die Analysen zeigen u. a., dass die Versuchspersonen in der Laborbedingung ihre Blicke weniger konzentriert und viel breiter über das präsentierte Blickfeld verteilen, als sie es in der realen Welt beim Gehen tun (Foulsham et al., 2011). Auch Tatler et al. (2011) kritisieren in ihrem Überblickartikel das Paradigma des Betrachtens statischer Bilder zur Generalisierung des natürlichen Blickverhaltens. Sie argumentieren vor allem mit Bezug auf derzeitige Modelle der Aufmerksamkeitszuweisung, sog. Salienzmodelle (Borji and Itti, 2013; Itti and Koch, 2001), dass diese entwickelten Modelle maximal adäquate Vorhersagen liefern können, wie Menschen auf Bilder schauen (Tatler et al., 2011). Abedian-Amiri, Trukenbrod und Engbert haben das Experiment von Foulsham et al. mit unterschiedlichen Bedingungen nachgestellt. Die Versuchspersonen mussten Stehen, Laufen und Radfahren. Auch hier zeigte sich wieder der Effekt, dass die Blickverteilung im Labor deutlich breiter ist, als wenn die Probanden das Blickfeld real wahrnehmen. Abbildung 7 zeigt die unterschiedlichen Blickverteilungen in den drei Bedingungen Stehen, Laufen und Radfahren im Vergleich zwischen Labor, mit stationärem Eye-Tracker gemessen und natürlicher Umgebung, mit einem mobilen Eye-Tracker gemessen (Abedian-Amiri et al., 2015).

Um einen Vergleich zwischen realer Umgebung mit mobilen Eye-Tracker gemessen und Laborbedingung mit stationärem Eye-Tracker gemessen valide führen zu können, muss sichergestellt werden, dass die unterschiedlichen Systeme in einer vergleichbaren Qualität die Augenbewegung messen können. Andernfalls können gefundene Unterschiede Artefakte der Messtechnik oder der Auswertung sein. Die Erzeugung und Aufbereitung eines Datensatzes, mit dem quantitative Vergleiche der Datenqualität ermöglicht werden, sowie erste Analysen, sind das zentrale An-

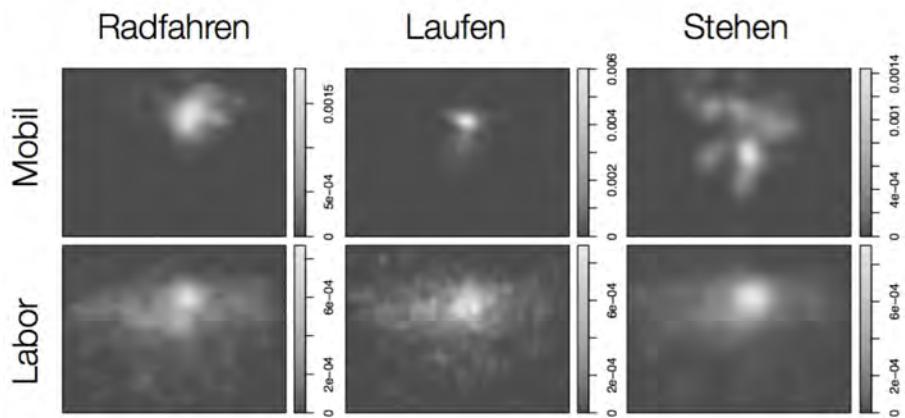


Abbildung 7: Blickverteilungen der Bedingungen Stehen, Laufen und Radfahren im Labor und mobil in der realen Umwelt gemessen bei gleichem Stimulusmaterial (Abedian-Amiri et al., 2015).

liegen der vorliegenden Arbeit.

## 3 Methodik

### 3.1 Verwendete Messtechnik

Ziel der Arbeit ist es, ein mobiles Eye-Tracking System zu evaluieren. Dazu soll zeitgleich mit einem mobilen Eye-Tracker und als Referenz mit einem stationären Eye-Tracker die Augenbewegungen der Versuchspersonen gemessen werden. Als mobiles System steht der Arbeitsgruppe der Allgemeinen und Biologischen Psychologie der Universität Potsdam eine *Eye Tracking Glasses 2.0* der Firma SensoMotoric Instruments (SensoMotoric Instruments, Teltow, Germany) zur Verfügung. Abbildung 8 zeigt den mobilen Eye-Tracker mit der Smartphone-Steuerung. Darüber hinaus ist die Steuerung über einen Laptop mit erweitertem Funktionsumfang möglich. Das System misst binokulär mit einer zeitlichen Auflösung von 60 Hz, mit einer Genauigkeit von durchschnittlich  $0.5^\circ$  und einem räumlichen Auflösungsvermögen von  $0.1^\circ$ . Eine HD Szenen Kamera zeichnet mit einer Geschwindigkeit von 30 Bildern pro Sekunde und einer Auflösung von 960 Pixel x 720 Pixel  $60^\circ$  horizontal und  $46^\circ$  vertikal des Blickfeldes der Probanden auf.



Abbildung 8: Mobiler Eye-Tracker: Eye Tracking Glasses 2.0 von SensoMotoric Instruments (SMI ETG).

Als stationäres Referenz-Messgerät benutzen wir den *EyeLink-1000* der Firma SR Research (SR Research, Osgoode/Ontario, Canada) der in Abbildung 9 zu sehen ist. Dieses System hat eine zeitliche Auflösung von 1000 Hz, misst mit einer durchschnittlichen Genauigkeit von  $0.25^\circ$ - $0.5^\circ$  und besitzt ein räumliches Auflösungsvermögen von  $0.01^\circ$  (SrResearch, 2013). Die genauen technischen Daten der beiden Systeme sind in Tabelle 2 gegenübergestellt.

18 ProbandInnen (44,4 % weiblich, Durchschnittsalter = 26,7) der Universität Potsdam mit normaler oder korrigierter Sehschärfe nahmen im Blickbewegungslabor der Universität Potsdam an einem ca. 25 minütigen Experiment teil. Auf einem 22-Zoll-Röhrenmonitor (Iiyama Vision Master Pro 514) wurden auf der Fläche von 406 mm x 304 mm, mit einer Auflösung von 1280 Pixel x 1024 Pixel und einer Bildwiederholungsrate 100 Hz das Experiment präsentiert. Zur Fixierung des Kopfes wurde für jeden Probanden eine Beifsschiene angefertigt. Bereits 1898 nutzte Huey

*Tabelle 2:* Technische Daten der Messgeräte.

|                               | EYELINK1000<br>DESKTOP MOUNT<br>(ANGLED) | EYE TRACKING<br>GLASSES 2.0                                 |
|-------------------------------|--|---|
| Durchschnittliche Genauigkeit | 0.25 – 0.5°                              | 0.5°  |
| Zeitliche Auflösung           | 1000 Hz                                  | 60 Hz   |
| Räumliche Auflösung           | 0.01° RMS                                | 0.1° RMS  |
| Eye-Tracking Prinzip          | binokulär                                | binokulär mit automatischer Parallax Compensation           |
| Eye-Tracking Methode          | Dark Pupil                               | Dark Pupil  |
| Pupillen Erkennung            | Corneal Reflexion                        | Corneal Reflexion   |
| Pupillen Größen Auflösung     | Ellipse fitting                          | Hersteller eigene Methode                                   |
| Tracking Bereich              | 0.2 % des Durchmessers                   | —   |
| Augen Ausleuchtung            | 32° horizontal                           | 80° horizontal  |
| Kalibrierung                  | 25° vertikal                             | 60° vertikal  |
| HD Szenen Kamera              | Wellenlänge: 890 nm<br>9-Punkt           | Wellenlänge: 870 nm<br>3-Punkt<br>960 px x 720 px<br>30 fps |
|                               | —  | 60° horizontal<br>46° vertikal                              |

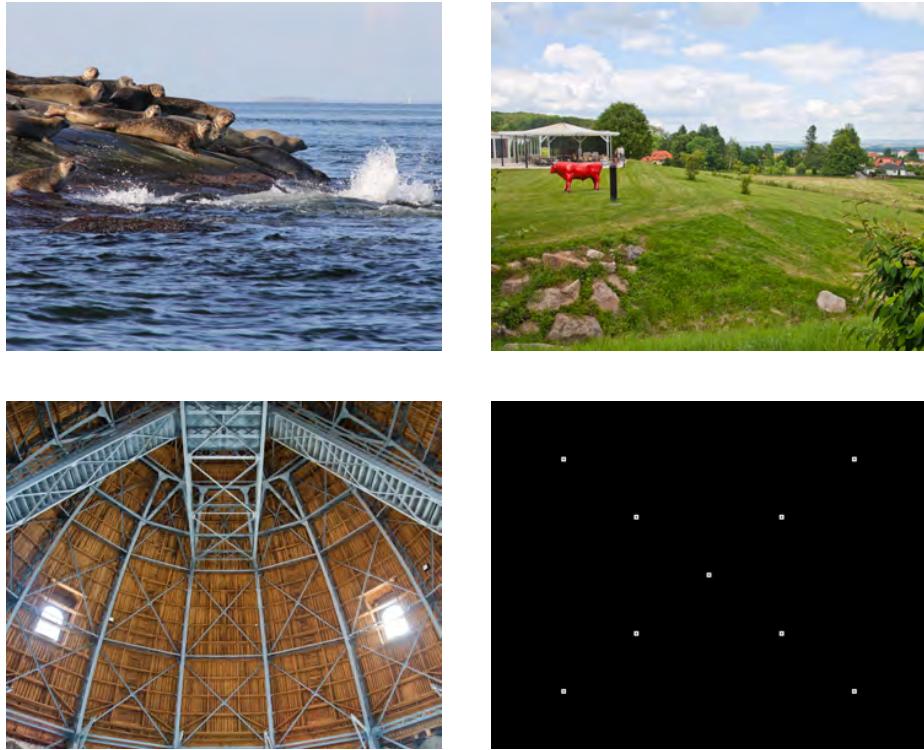


*Abbildung 9:* Stationärer Eye-Tracker: EyeLink-1000 Desktop Mount (Angled) mit 25mm Linse von SR Research.

eine Beißschiene für diesen Zweck, welche aus abgekühlten Siegelwachs bestand (Huey, 1898). In dieser Arbeit wurde professionelles dental Equipment colène® Speedex Putty Polysiloxan (condensation-type) zusammen mit colène® Speedex Universal Activator verwendet.

Die Versuchspersonen sahen mit einem Abstand von 70 cm zum Monitor 30 Bilder in zufälliger Reihenfolge. Die Auswahl der Bilder erfolgte unter 3 Gesichtspunkten. Eine Teil-Gruppe der Bilder fasste Aufnahmen, welche in vielen Experimenten der Arbeitsgruppe zur Betrachtung natürlicher Szenen schon Anwendung gefunden haben. Eine weitere Teil-Gruppe umfasste neue, vom Autor aufgenommene und ausgewählte Bilder, welche entweder deutlich saliente (hervorstechende, Aufmerksamkeit erregende) Orte wie z.B. Personen oder Gesichter zeigten, oder symmetrisch angeordnet waren. Eine dritte Teilgruppe umfasste artifizielle Bilder, weiße Fixationspunkte auf schwarzem Grund. Die erste Teilgruppe ermöglicht einen späteren Vergleich der gesammelten Daten mit vorangegangenen Untersuchungen. Die zweite Teilgruppe erweitert das verfügbare Bildmaterial der Arbeitsgruppe und auf den Bildern mit salienten Orten ist eine erste deskriptive Analyse der Kalibrierungs-Qualität der Eye-Tracker möglich. Die dritte Teilgruppe ermöglicht auch eine quantitative Auswertung der Kalibrierungs-Qualität, die aber nicht Bestandteil dieser Arbeit seien soll. Abbildung 10 zeigt beispielhaft Bilder aus jeder Teilgruppe. Eine Liste aller verwendeten Bilder findet sich im Anhang.

Die Bilder wurden in einer Größe von 1200 Pixel x 960 Pixel präsentiert, sodass ein weißer Rand von 40 Pixeln vertikal und 32 Pixeln horizontal zu sehen war. Die Versuchspersonen steuerten das Experiment. Nach Tastendruck erschien eine



*Abbildung 10:* Bilder der Teil-Gruppen von links oben nach rechts unten: Aus früheren Experimenten, neu mit salientem Ort, neu symmetrisch, artifiziell.

Fixationskontrolle. Dafür wird ein Fixationskreuz mit 19 Pixel Länge und 3 Pixel Strichdicke für eine Sekunde präsentiert. Mit einem Abstand von 200 ms wird zwei Mal kontrolliert, ob sich die Augen in einem Quadrat von 72 Pixeln Seitenlänge um das Fixationskreuz herum befinden. Das Kreuz erscheint an einem zufälligen Ort zwischen  $X_{\min}=160$  bis  $X_{\max}=1120$  und  $Y_{\min}=128$  und  $Y_{\max}=896$ . Bei erfolgreicher Fixationskontrolle wird für 10 Sekunden ein Bild präsentiert. Nach 3 erfolglosen Fixationskontrollen, spätestens nach 10 Bildern und zu Beginn des Experimentes wurde eine Kalibrierung der Eye-Tracker durchgeführt. Abbildung 11 zeigt den Ablauf eines Versuchsdurchgangs schematisch.

Im SMI ETG 2.0 System wurde eine 3-Punkt Kalibrierung mit auf dem Monittrand befestigten Fixationspunkten durchgeführt. Vortests in der Arbeitsgruppe haben gezeigt, dass die Reihenfolge der Punkte so gewählt werden sollte, dass zwischen jedem Punkt eine horizontale und vertikale Blickverschiebung stattfinden muss, um optimale Kalibrierungsergebnisse zu erhalten. Mit dem EyeLink-1000 erfolgte direkt im Anschluss eine 9-Punkt Kalibrierung auf dem Monitor. Der Versuchsleiter verfolgte auf dem Live-Video des mobilen Messgerätes die Augenbewegungen der Probanden und konnte nach eigenem Ermessen auch zwischen den vorgegebenen Zeitpunkten kalibrieren, was zur Verbesserung der Datenqualität beiträgt. Abbildung 12 zeigt den Versuchsaufbau mit den zwei Eye-Trackern und der Fixierung des Kopfes durch die Beißschiene. Das Experiment wurde in

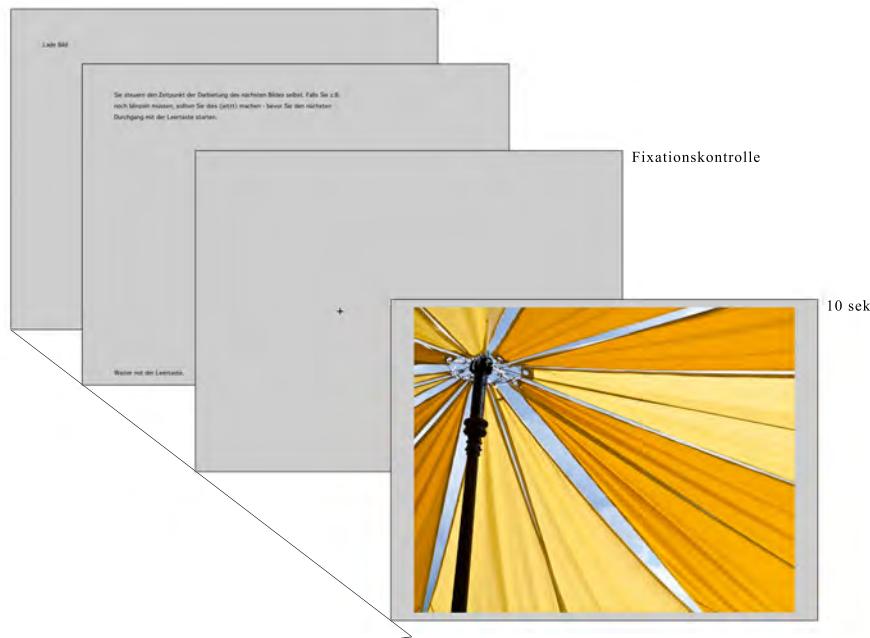


Abbildung 11: Ablauf eines Versuchsdurchgangs des Experiments.

MATLAB (MATLAB, 2015) programmiert unter Verwendung der Psychophysics Toolbox (Brainard, 1997; Pelli, 1997; Kleiner et al., 2007).

### 3.2 Datenaufbereitung

Für die Aufbereitung der Daten wurden die Programme MATLAB (MATLAB, 2015) und RStudio (R Core Team, 2015) verwendet. Zuerst wurden alle Daten herausgefiltert, welche nicht während der tatsächlichen Betrachtung des Bildes aufgezeichnet wurden. Dafür mussten die Daten der beiden Systeme synchronisiert werden. Da das Senden und Aufnehmen eines Triggersignales nicht möglich war, wurde die Synchronisation im Anschluss an die Erhebung vorgenommen.

#### Räumliche Synchronisation

Da der stationäre Eye-Tracker, der EyeLink-1000, aufgrund seiner 16,7-fach höheren zeitlichen und 10-fach höheren räumlichen Auflösung als Referenzgerät verwendet wird, wurden die Daten des mobilen Eye-Trackers, des SMI ETG 2.0, transformiert.

Für die räumliche Transformation, also die Projektion der Datenpunkte aus der SMI ETG 2.0 in das Koordinatensystem des EyeLink-1000, wurden zunächst aus dem Szenen-Kamera Video von jedem präsentierten Bild bei jeder Versuchsperson der erste und letzte Frame separiert. Auf diesen 1080 Bildern wurden mit einem selbstgeschriebenem MATLAB-Skript jeweils die vier Monitor-Display-Ecken be-



Abbildung 12: Versuchsaufbau: Der Kopf des Probanden ist durch die Beißschiene fixiert. Es wird zeitgleich mit dem EyeLink-1000 und der Eye Tracking Glasses 2.0 gemessen.

stimmt. Unter Verwendung der Computer Vision System Toolbox (`estimateGeometricTransform`) und der Image Processing Toolbox (2-D Projective Geometric Transformation) wurde in MATLAB eine projektive Transformation der Daten erzielt. Die Koordinaten der Monitor-Display-Ecken des Szenen-Kamera-Videos wurden auf die Koordinaten  $X_1(0,0)$ ,  $X_2(1280,0)$ ,  $X_3(1280,1024)$ ,  $X_4(0,1024)$  transformiert. Abbildung 13 zeigt links das Bild der Szenen-Kamera mit eingezeichneter Blickspur und rechts die transformierten Daten im Koordinatensystem des EyeLink-1000.

### Zeitliche Synchronisation

Die zeitliche Synchronisation der Systeme erfolgte in mehreren Schritten. Auf den separierten Frames des Szenen-Kamera-Videos ist ein Zeitstempel aufgedruckt. Mit einer OCR-Funktion (Optical Character Recognition) der MATLAB Computer Vision System Toolbox wurde so der ungefähre Beginn und das ungefähre Ende der Bildpräsentation im SMI-ETG 2.0 System bestimmt. Da das Video nur eine Bildfrequenz von 30 Frames pro Sekunde hat, konnte mit dieser Methode die Synchronisation nur auf ca. 64 ms genau erfolgen. In einem weiteren Schritt wurden die Geschwindigkeiten, mit denen sich die Augen in den X-Koordinaten bewegten, in beiden Systemen berechnet:  $Geschwindigkeit = \Delta X / \Delta Zeit$ . Eliminiert wurden für diese Synchronisation alle Datenpunkte, die Geschwindigkeiten

über 23,1 Pixel pro Millisekunde aufwiesen. Dies entspricht unter den gegebenen Bedingungen einer Geschwindigkeit von 600° pro Sekunde und stellt die motorische Maximalgeschwindigkeit des menschlichen Auges während einer Sakkade dar. Mit einer Kreuzkorrelationsfunktion wurden die Kurven der X-Koordinaten aus beiden Systemen 200 ms in positive und negative Richtung verschoben und die Korrelation berechnet. Der X-Wert des Maximums dieser Funktion gibt die zeitliche Verschiebung an, bei welcher die beiden X-Koordinatenkurven am besten aufeinander passen. Abbildung 14 zeigt das Vorgehen der zeitlichen Synchronisation am Beispiel.

### Daten - Filterung

Wie oben beschrieben, wurden aus den Datenreihen der beiden Messsysteme alle Daten verworfen, die nicht während der Bildpräsentation aufgenommen wurden. Weiterhin wurden alle sog. *blinks* entfernt, also Datenpunkte, an denen die Versuchspersonen mit einem oder beiden Augen geblinzelt haben. Diese Punkte werden im EyeLink-Datensatz mit einem gesonderten Label (-1) ausgegeben. Die Daten wurden aus der Tabelle für die weiteren Analysen separiert und interpoliert in einer gesonderten Tabelle gespeichert. Im SMI ETG 2.0 werden während geblinzelt wird jeweils die Koordinaten  $x=0, y=0$  ausgegeben. Wenn die Summe der quadrierten Abweichung von  $x$  und  $y$  von einem Datenpunkt zum nächsten 100000 Pixel überschritt, wurde ein *blink* detektiert ( $\text{blink} = \Delta x^2 + \Delta y^2 > 100000$ ) und die entsprechenden Daten interpoliert und in einer gesonderten Tabelle gespeichert. Datenpunkte die außerhalb des Monitorbereiches lagen, wurden aus dem Datensatz entfernt. Eine weitere Überprüfung des Datensatzes ergab teilweise unregelmäßige zeitliche Abstände zwischen den Datenpunkten im mobilen Eye-Tracker. Datensätze, bei denen weniger als 95 % der Datenpunkte einer Frequenz von 60 Hz entsprachen, wurden entfernt. Für alle Daten wurde die Sampling-Rate mit dem dazugehörigen Zeitstempel kontrolliert.

### Sakkaden - Detektion

Für die Detektion von Mikrosakkaden mit Dauern zwischen 6 und 30 ms (Engbert, 2006; Martinez-Conde et al., 2004) werden bei stationären Eye-Trackern mit einer zeitlichen Auflösung von 500 Hz und höher zwischen 3 und 15 Datenpunkte pro Mikrosakkade erzeugt. Diese Anzahl entspricht in etwa der Anzahl der Datenpunkten pro Sakkade, mit Dauern zwischen 30 und 80 ms, welche von einem mobilen System mit einer zeitlichen Auflösung von 60 Hz aufgezeichnet werden, 2 - 5 Datenpunkte pro Sakkade. Davon ausgehend ist es uns möglich, den geschwindigkeitsbasierten Mikrosakkaden-Detektionsalgorithmus der Universität Potsdam

(Engbert and Kliegl, 2003; Engbert and Mergenthaler, 2006) für die Detektion von Sakkaden, mit einem mobilen System aufgezeichnet, anzuwenden.

In einem ersten Schritt wurde die Geschwindigkeit bestimmt (Engbert and Kliegl, 2003), mit welcher die Augen sich horizontal und vertikal bewegten. Da videobasierte Daten störanfällig sind, wurde ein gleitender Mittelwert berechnet. Dieser mittelt die Geschwindigkeit über 5 aufeinanderfolgende Datenpunkte:

$$\vec{v}_n = \frac{\vec{x}_{n+2} + \vec{x}_{n+1} - \vec{x}_{n-1} - \vec{x}_{n-2}}{6\Delta t}$$

In einem nächsten Schritt wird, für horizontale und vertikale Geschwindigkeiten getrennt, ein Geschwindigkeits-Schwellenwert für die Sakkadendetektion im zweidimensionalen Geschwindigkeitsraum berechnet. Der Sakkadendetektions-Schwellenwert wird als ein Vielfaches des Fluktuationsbereiches gewählt. Dabei ist  $\lambda$  ein frei wählbarer Parameter, der passend zu den erhobenen Daten gewählt werden muss. Für den stationären Eye-Tracker wurde eine Geschwindigkeitsschwelle von  $\lambda = 6$ , eine minimalen Zeit von 5 ms und eine minimale Distanz von  $0.5^\circ$  Sehwinkel definiert, dass eine Augenbewegung als Sakkade detektiert wird (Engbert and Mergenthaler, 2006; Mergenthaler and Engbert, 2010). Für den mobilen Eye-Tracker wurde eine Geschwindigkeitsschwelle von  $\lambda = 8$ , eine minimalen Zeit von 32 ms und eine minimale Distanz von  $0.5^\circ$  Sehwinkel definiert, dass eine Augenbewegung als Sakkade detektiert wird (Engbert et al., 2016; Abedian-Amiri et al., 2015).

Da durch die gleichzeitige Messung mit zwei Systemen auf Basis der Corneal-Reflexions-Methode die Reflexionen beider Systeme gleichzeitig auf dem Auge präsent waren, musste ein mögliches Hin- und Herspringen des Trackings eines Systems zwischen diesen Punkten gefiltert werden. Dies gelang durch die Festsetzung eines natürlichen Geschwindigkeitsmaximum von  $v_{\max} = 750^\circ/s$ . Ein Beispiel für eine Bildpräsentation, bei der der EyeLink-1000 zwischen dem eigenen und dem Corneal-Reflex des mobilen Systems hin und her gesprungen ist, ist in Abbildung 15 dargestellt.

Für die Daten des EyeLink-1000 wurden in einem nächsten Schritt nur die Sakkaden selektiert, die binokulär, also in beiden Augen gleichzeitig auftreten. Dies wurde für die SMI ETG 2.0 nicht berechnet. Da wir keine Einsicht darüber haben, wie genau das System die Daten der einzelnen Augen zu den binokulären Daten zusammenfasst, haben wir uns entschieden, die von der Herstellersoftware angebotenen binokulären Daten zu benutzen. Die Zeiträume zwischen den detektierten Sakkaden wurden als Fixationen mit ihren Dauern bestimmt. In einem letzten Schritt wurden die detektierten Sakkaden in beiden Systemen auf Übereinstimmung überprüft. Das Ergebnis sind drei Tabellen. Eine mit den Sakkaden,

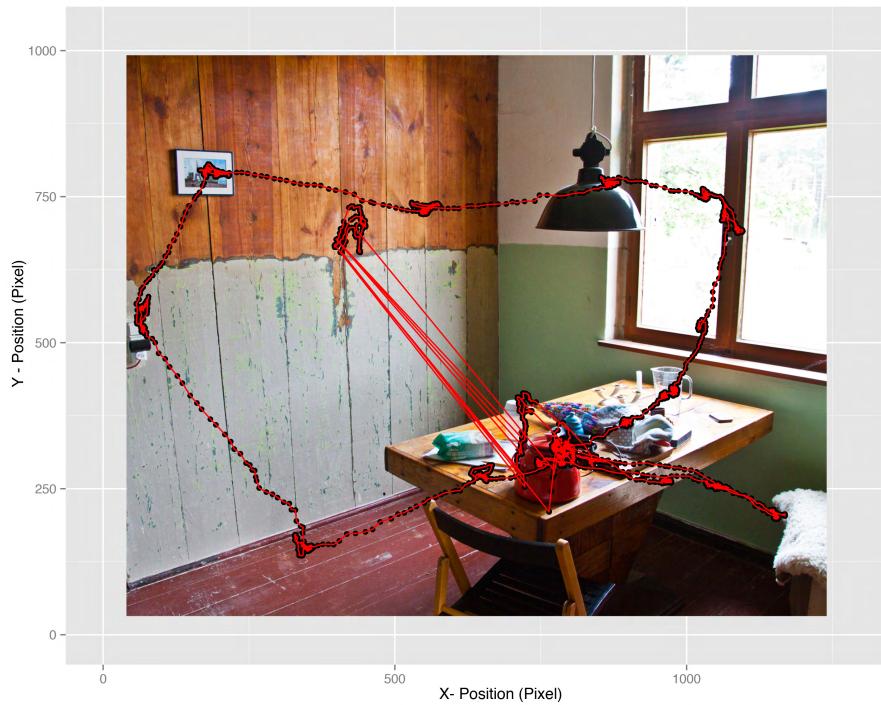
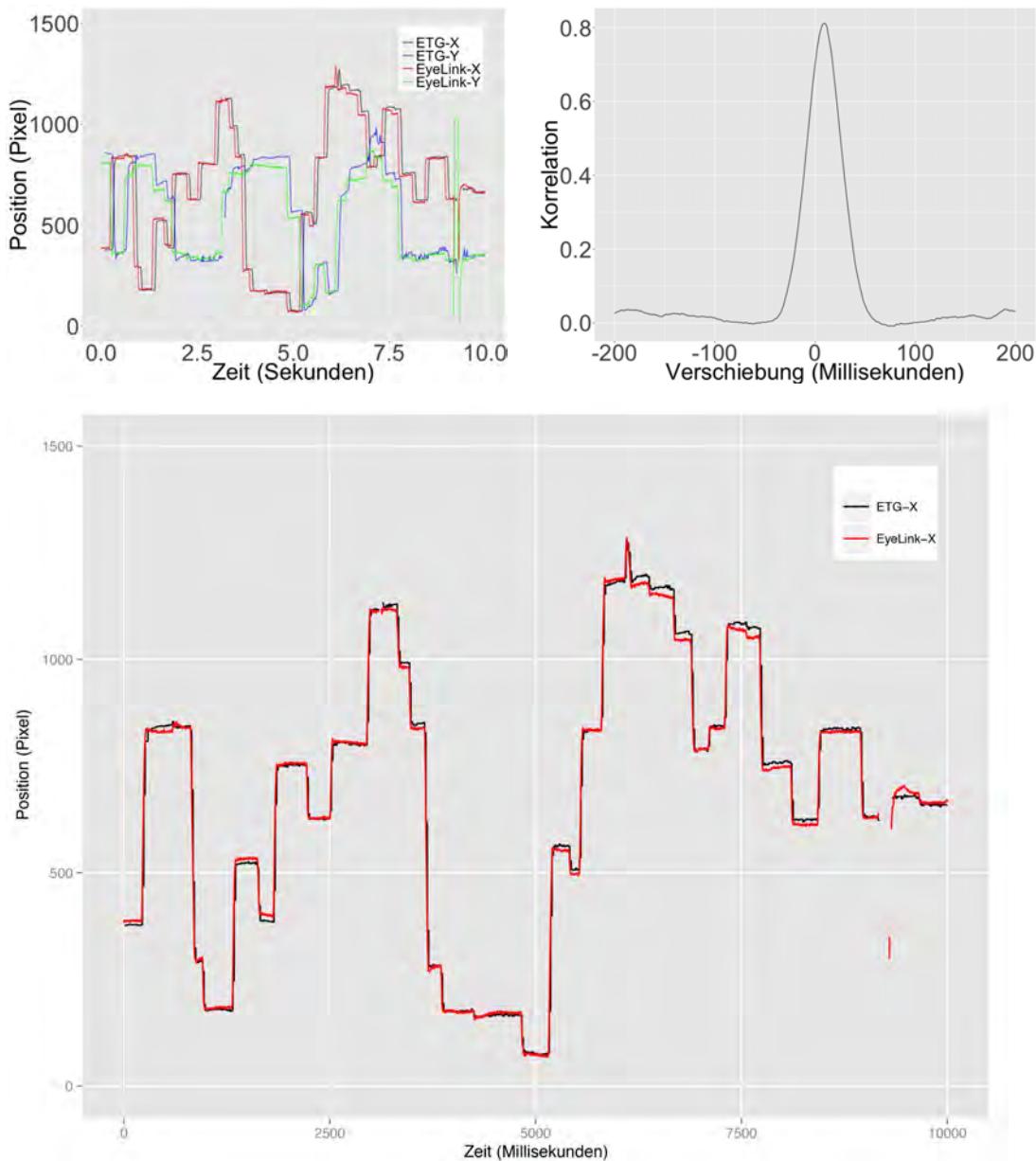


Abbildung 15: Daten-Filterung: Hin- und Herspringen des EyeLink-1000 zwischen den Corneal-Reflexionen.

die gleichzeitig in beiden Systemen detektiert wurden und zwei Tabellen mit jeweils den Sakkaden, die nur in einem der beiden Systeme detektiert wurden. Die Tabellen enthalten jeweils den Start, das Ende und die Dauer der detektierten Sakkade, die Höchstgeschwindigkeit während der Sakkade, sog. *peak velocity*, die zurückgelegte Entfernung, sog. Sakkadenamplitude, den von den Augen zurückgelegten Weg, zwei Richtungsvektoren und die Versuchspersonen- und Trialnummer sowie die Nummer des präsentierten Bildes. Die Tabelle mit den gleichzeitig in beiden Systemen gefundenen Sakkaden enthält zusätzlich den zeitlichen Versatz, die genaue zeitliche Überlappung und die maximale Dauer der detektierten Sakkade.



Abbildung 13: Räumliche Transformation der SMI ETG 2.0 Daten. Oben: Bild der Szenen-Kamera mit eingezeichneter Blickspur. Unten: Transformierte Daten im Koordinatensystem des EyeLink-1000.



*Abbildung 14:* Zeitliche Transformation der SMI ETG 2.0 Daten. Oben links: X- und Y-Positionen über die Zeit beider Messsysteme vor der zeitlichen Transformation. Oben rechts: Kreuzkorrelationsfunktion der X-Geschwindigkeitskurven beider Messsysteme, der X-Wert des Maximums dieser Funktion gibt die zeitliche Verschiebung an, bei welcher die beiden Geschwindigkeitskurven am besten aufeinander passen (hier  $x = 9$ ). Unten: X-Positionen über die Zeit beider Messsysteme nach der zeitlichen Transformation.

## 4 Ergebnisse

Analysiert werden die Güte der Sakkadendetektion sowie die Qualität der erhobenen Daten. Häufigkeitsverteilungen über die Gruppengrößen der in beiden Systemen gleichzeitig detektierten Sakkaden im Vergleich zu den Sakkaden, die nur in einem Messsystem gefunden wurden, geben Auskunft, wie gut die Wahl der freien Parameter des Sakkaden-Detektionsalgorithmus auf die Daten des mobilen Eye-Trackers passen. Für einen Überblick über die Datenqualität werden Verteilungen von Basiseigenschaften von Sakkaden verglichen. Konkret werden die Verteilungen der Sakkadenlängen (sog. Amplituden), der Fixationsdauern sowie die Verteilungen der maximalen Geschwindigkeiten der Augen während der Sakkade (sog. *peak velocity*) geplottet und bewertet. Darüber hinaus werden für die Sakkadenlängen und die maximalen Geschwindigkeiten Lineare Modelle errechnet, mit welchen die Güte des Zusammenhangs beider Systeme in der beschriebenen Variable quantifiziert werden kann. Ein Mittelwertvergleich der Steigungen der Linearen Modelle zur Steigung der Geraden des optimalen Modells wird berechnet. Eine Analyse der *main sequences*, also der doppelt logarithmischen Plots der maximalen Geschwindigkeiten als Funktion der Sakkadenlängen, wird für die Messsysteme einzeln und auf Versuchspersonenebene erstellt. Die berechnete Korrelation ist ein quantitatives Maß des Zusammenhangs.

### 4.1 Häufigkeitsverteilung der detektierten Sakkaden

Mit einem an der Universität Potsdam entwickelten geschwindigkeitsbasierten Algorithmus (Engbert and Mergenthaler, 2006; Mergenthaler and Engbert, 2010) wurden unter Verwendung vorgeschlagener Parameter (Engbert et al., 2016; Abedian-Amiri et al., 2015) Sakkaden in den Daten des stationären EyeLink-1000 und des mobilen Eye-Trackers Eye Tracking Glasses 2.0 detektiert. Tabelle 3 zeigt die Anzahl und die relative Häufigkeit der Sakkaden, die jeweils nur in einem der Datensätze gefunden werden konnten und solche, für die eine Übereinstimmung errechnet wurde.

*Tabelle 3:* Anzahl und Häufigkeitsverteilung der detektierten Sakkaden.

|                     | EYELINK1000<br>DESKTOP MOUNT<br>(ANGLED) | EYE TRACKING<br>GLASSES 2.0 | ÜBEREINSTIMMUNGEN |
|---------------------|--|-----------------------------|-------------------|
| Anzahl              | 998                                      | 1050                        | 12195             |
| relative Häufigkeit | 7.01 %                                   | 7.37 %                      | 85.62 %           |

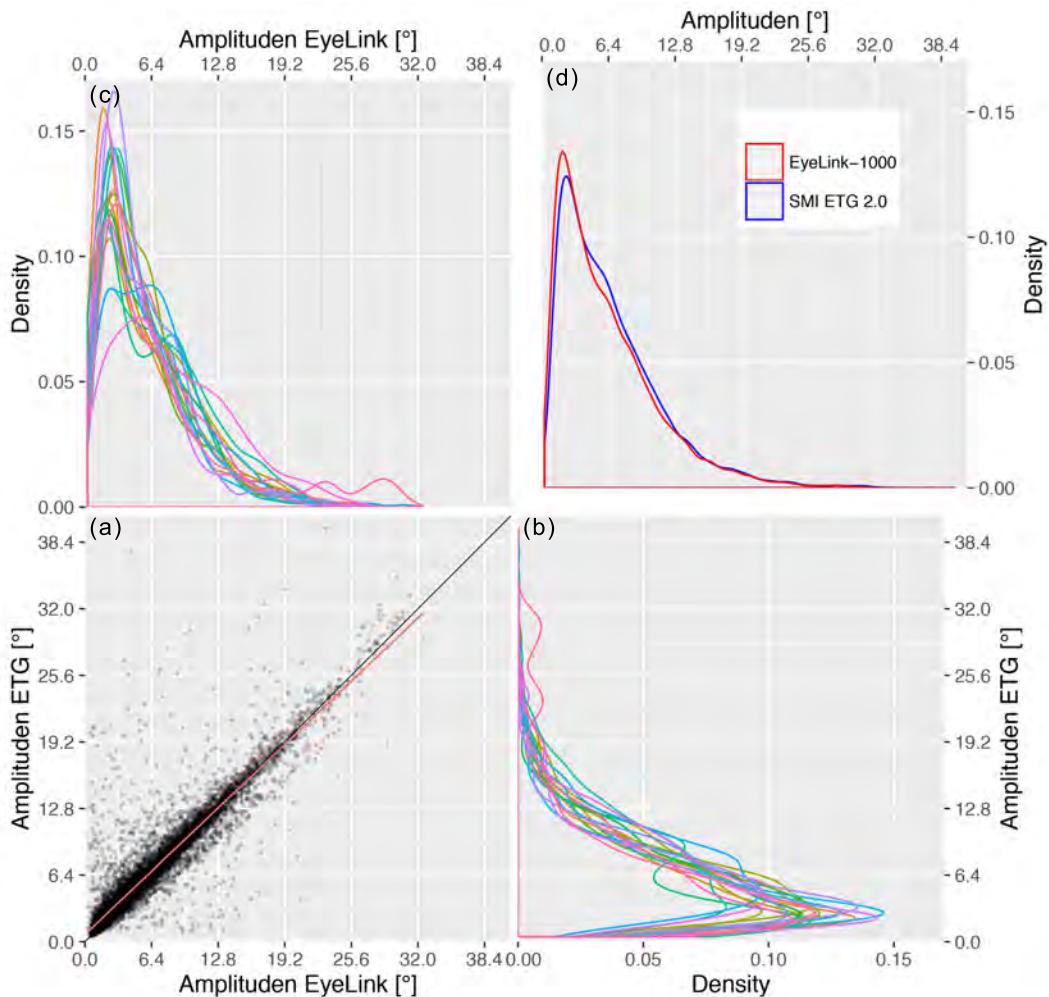
Wie die Tabelle 3 zeigt, konnte mit 85.62 % eine große Anzahl an Sakkaden

den gleichzeitig in beiden Systemen gemessen und anschließend detektiert werden. Die Sakkaden die ausschließlich vom EyeLink-1000 detektiert wurden, sind vor allem die sehr kurzen Sakkaden, welche das SMI ETG 2.0 aufgrund seiner Sampling-Rate nicht erfassen kann. Dies zeigt sich im Mittelwert der Dauern von  $M = 18.50 \text{ ms}$  mit einer Standardabweichung von  $SD = 15.72$  und einem Median von  $Mdn = 13 \text{ ms}$  der Sakkaden, die nur vom EyeLink-1000 detektiert wurden. Im Kontrast dazu steht die minimale Dauer einer Sakkade, die von der SMI ETG 2.0 detektiert wurde von  $t_{\min} = 33 \text{ ms}$ . Unklar ist, welche spezifischen Eigenschaften die Sakkaden aufweisen, die ausschließlich in den Daten des mobilen Gerätes detektiert wurden. Mit einem Median der maximalen Geschwindigkeiten von  $Mdn = 24 \text{ }^{\circ}/\text{s}$  und der Sakkadenlängen von  $Mdn = 1.23 \text{ }^{\circ}$  scheinen es vor allem die kürzeren, von der Brille erfassten Sakkaden zu seien. Im Vergleich haben die Sakkaden der Brille, welche in Übereinstimmung mit dem EyeLink-1000 gefunden wurden, einen Median der maximalen Geschwindigkeiten von  $Mdn = 99 \text{ }^{\circ}/\text{s}$  und einen Median der Sakkadenlängen von  $Mdn = 5.45 \text{ }^{\circ}$ .

## 4.2 Verteilung der Sakkadenlängen

Um die Qualität und die Reliabilität der detektierten Sakkaden zu evaluieren, werden die Basis-Sakkaden-Parameter verglichen. Abbildung 16 zeigt die Verteilung der Sakkadenlängen, sog. Amplituden, über alle Versuchspersonen hinweg in beiden Systemen, sowie für jedes System und jede Versuchsperson aufgeteilt. Abbildung 16 (a) zeigt das Streudiagramm der Amplituden beider Systeme mit der Regressionsgeraden (rot) und der Winkelhablierenden, als optimales zu erwartendes Ergebnis. Die Regressionsgerade hat einen Schnittpunkt mit der Y-Achse, der sog. *intercept*, von  $\alpha = 0.694$  und eine Steigung von  $\beta = 0.951$ . Die Korrelation der Amplituden beider Systeme beträgt  $r = 0.939$ .

Für jede Versuchsperson wurde ein Lineares Modell gerechnet mit den Amplituden des EyeLink-1000 als unabhängige Variable und den Amplituden des SMI ETG 2.0 als abhängige Variable. Der Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der Y-Achse (der sog. *intercept*) wurde  $\alpha = 0$  festgelegt. Die Steigungen der Regressionsgeraden wurden mit einem Mittelwertsvergleich gegen die optimal zu erwartende Gerade mit einem Y-Achsen-Schnittpunkt von  $\alpha = 0$  und einer Steigung von  $\beta = 1$  getestet. Der Einzelstichproben-t-Test wurde mit  $t(17) = 2.27, p = 0.037$  signifikant. Der Mittelwert der Stichprobe liegt mit einem 95 %-Konfidenzintervall  $CI[1.002, 1.056]$  jedoch sehr dicht am erwarteten Wert von  $\beta = 1$ . Wie in Abbildung 16 (d) sichtbar, weisen die Systeme eine bemerkenswert gute Übereinstimmung in der Sakkadenlängenverteilung auf. Die Kurven entsprechen in ihrer Form Verteilungen aus vorangegangen Experimenten der Arbeitsgruppe, welche nur mit



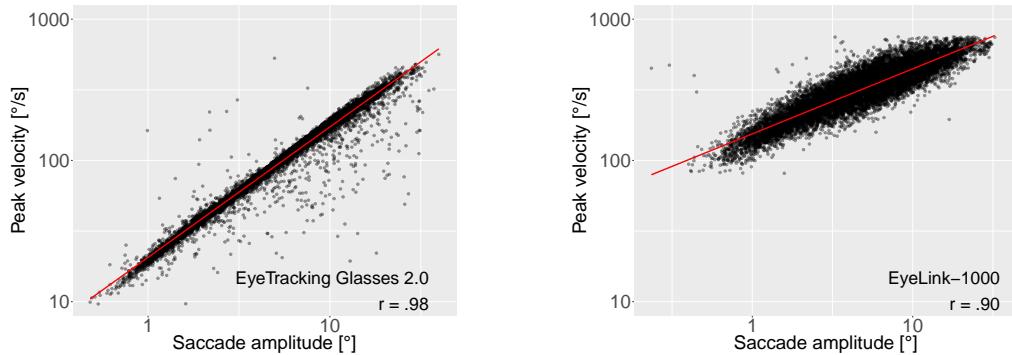
*Abbildung 16:* Verteilung der Sakkadenlängen. (a) Streudiagramm der Amplituden beider Systeme mit der Regressionsgeraden (rot) und der Winkelhalbierenden (schwarz) als optimales zu erwartendes Ergebnis. (b) Amplituden-Verteilungen der SMI ETG 2.0 Daten für jede Versuchsperson. (c) Amplituden-Verteilungen der EyeLink-1000 Daten für jede Versuchsperson. (d) Sakkadenlängenverteilung der beiden Messsysteme über alle Versuchspersonen hinweg.

dem Referenzgerät EyeLink-1000 gemessen wurden.

### 4.3 Main sequence

Die *main sequence* ist der doppelt logarithmische Plot der maximalen Geschwindigkeiten als Funktion der Sakkadenlängen. Da sakkadische Augenbewegungen ballistisch sind, das heißt, dass das Auge während der Sakkade erst beschleunigt wird, seine maximale Geschwindigkeit erreicht und dann abgebremst wird, gibt es einen Zusammenhang zwischen der Länge der ausgeführten Sakkade und ihrer maximalen Geschwindigkeit. Die Korrelation der *main sequence* ist ein Maß der Güte, der aufgezeichneten Daten für diesen Zusammenhang. Abbildung 17 zeigt die *main sequence* der SMI ETG 2.0 Daten (links) und die *main sequence* der EyeLink-1000

Daten (rechts).



*Abbildung 17:* Main sequences: doppelt logarithmischer Plot der maximalen Geschwindigkeiten als Funktion der Sakkadenlängen. Links: SMI ETG 2.0. Rechts: EyeLink-1000.

Die *main sequence* der Sakkaden über alle Versuchspersonen der SMI ETG 2.0 Daten weist eine sehr hohe Korrelation von  $r = 0.980$  auf. Die *main sequence* der Sakkaden über alle Versuchspersonen der EyeLink-1000 Daten weist eine ebenfalls hohe Korrelation von  $r = 0.897$  auf. Deutlich sichtbar ist der Unterschied in den maximalen Geschwindigkeiten der Sakkaden in beiden Systemen. Während im SMI ETG 2.0 *peak velocities* von  $v_{\min} = 9,63 \text{ } ^\circ/\text{s}$  bis  $v_{\max} = 562,60 \text{ } ^\circ/\text{s}$  berechnet wurden, sind in den EyeLink-1000 Daten die Werte von  $v_{\min} = 81,06 \text{ } ^\circ/\text{s}$  bis  $v_{\max} = 749,80 \text{ } ^\circ/\text{s}$  zu finden. Das genauere EyeLink-1000 System scheint hier auf den ersten Blick schlechtere Ergebnisse zu liefern. Als Ursachen für die besseren Ergebnisse im mobilen Gerät sind mehrere möglich. Durch die geringere Sampling-Rate des mobilen Systems sind die möglichen Geschwindigkeiten bereits bei der Datenaufnahme um das 16,7 fache mehr geglättet als die EyeLink-1000 Daten. Die weitere Glättung der Geschwindigkeiten um 5 Datenpunkte während der Sakkadendetektion, um dem störungsreichen Signal videobasierter Eye-Tracker Rechnung zu tragen, bedeutet im mobilen Gerät auch eine deutlich stärkere Glättung – über  $66,7 \text{ ms}$  im mobilen Gerät und über  $4 \text{ ms}$  im EyeLink-1000. Ein weiterer Grund für die scheinbar schlechteren Ergebnisse des EyeLink-1000 liegt darin, dass in die Analyse lediglich die Sakkaden eingingen, die in beiden Systemen übereinstimmend gefunden wurden. Die kürzeren, langsamen Sakkaden, welche das mobile Gerät nicht erfassen kann, sind aus den EyeLink-1000 Daten daher herausgefiltert. So erklärt sich die minimale *peak velocity* von  $v_{\min} = 81,06 \text{ } ^\circ/\text{s}$  in den EyeLink-1000 Daten. Die gegenseitige Beeinflussung der Systeme, wie im Kapitel *Sakkaden-Detektion* beschrieben, durch die gleichzeitige Präsens von zwei Corneal-Reflexionen wurde für den oberen Geschwindigkeitsbereich  $v > 750 \text{ } ^\circ/\text{s}$  gefiltert, das Hin- und Herspringen zwischen der richtigen Reflexion und dem Corneal-Reflex des anderen Systems. Eine weitere Beeinflussung in den darun-

terliegenden Geschwindigkeitsbereichen ist anzunehmen. Die größere Streuung in den EyeLink-1000 Daten resultiert folglich daher, dass eine größere Variabilität, durch die höhere Sampling-Rate und die deutlich geringere Glättung überhaupt ermöglicht ist. Einen adäquateren Vergleich könnte man führen, wenn man nur jeden 16,7. Datenpunkt der EyeLink-1000 Daten ziehen würde und mit den Sakkaden-Detektionsparametern des mobilen Systems erneut die *main sequence* berechnen würde. Dies scheint jedoch nicht sinnvoll und zielführend.

In Tabelle 4 sind die Korrelationen der *main sequences* der einzelnen Versuchspersonen in beiden Systemen zusammengefasst. Es ist gut ersichtlich, dass auf Versuchspersonenebene die Korrelation der *main sequences* höher ausfallen, als über alle Versuchspersonen gemittelt, weil die Variabilität reduziert ist. Im Anhang sind die *main sequences* noch einmal grafisch veranschaulicht.

*Tabelle 4:* Korrelation der *main sequences*

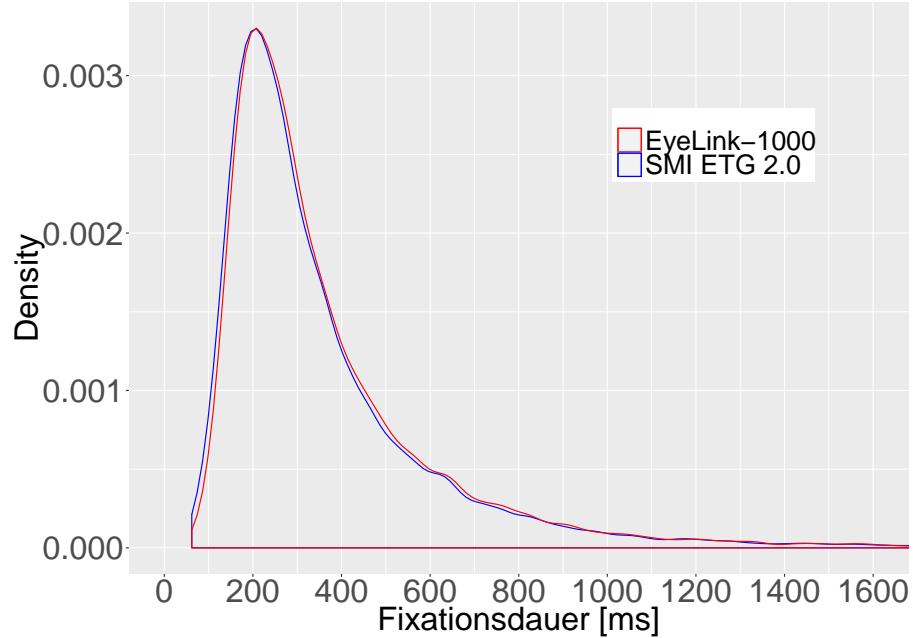
| VP* | ETG-2.0     | EL-1000     |
|-----|-------------|-------------|
| 2   | $r = 0.933$ | $r = 0.948$ |
| 3   | $r = 0.981$ | $r = 0.918$ |
| 4   | $r = 0.993$ | $r = 0.953$ |
| 5   | $r = 0.993$ | $r = 0.945$ |
| 6   | $r = 0.929$ | $r = 0.929$ |
| 7   | $r = 0.983$ | $r = 0.937$ |
| 8   | $r = 0.981$ | $r = 0.929$ |
| 10  | $r = 0.992$ | $r = 0.963$ |
| 11  | $r = 0.993$ | $r = 0.943$ |
| 12  | $r = 0.982$ | $r = 0.921$ |
| 13  | $r = 0.989$ | $r = 0.919$ |
| 14  | $r = 0.976$ | $r = 0.906$ |
| 15  | $r = 0.944$ | $r = 0.918$ |
| 16  | $r = 0.997$ | $r = 0.884$ |
| 17  | $r = 0.983$ | $r = 0.921$ |
| 18  | $r = 0.985$ | $r = 0.935$ |
| 19  | $r = 0.995$ | $r = 0.953$ |
| 20  | $r = 0.986$ | $r = 0.927$ |

Notiz: \* Die Datenerhebung der Versuchspersonen 1 und 9 wurden während des Experiments abgebrochen.

#### 4.4 Verteilung der Fixationsdauern

Als Fixation wird die Zeit zwischen zwei Sakkaden bezeichnet. Wie im Kapitel *Augenbewegungen* beschrieben, finden auch hier Bewegungen wie Mikrosakkaden

oder Driftbewegungen statt. Der Vergleich der Fixationsdauern in beiden Systemen ist ein weiteres Maß, um die Datenqualität und die Reliabilität der detektierten Sakkaden zu evaluieren.



*Abbildung 18:* Verteilung der Fixationsdauern zwischen den übereinstimmend gefundenen Sakkaden beider Messsysteme über alle Versuchspersonen hinweg.

Aufgrund der geringeren Sampling-Rate des mobilen Eye-Trackers, kann ein Sakkadenbeginn und das Sakkadenende im Mittel je nur mit einem Versatz der Hälfte des Sampling-Unterschiedes (also  $1000\text{ Hz}/60\text{ Hz}$ ) detektiert werden. Die Fixationsdauer verlängert sich also um  $16,7\text{ ms}$ , weil sich die Sakkadendauer verkürzt. Weiterhin scheint durch das Glätten der Geschwindigkeiten für die Sakkadendetektion über 5 Datenpunkte (mit identischer Anzahl im hochauflösendem stationären Eye-Tracker, wie auch im mobilen System mit der deutlich geringeren Sampling-Rate) ein weiterer Versatz in den Daten des mobilen Eye-Trackers von  $16,7\text{ ms}$  zu entstehen. Korrigiert man diese Artefakte der unterschiedlichen Sampling-Rate, ist eine sehr gute Übereinstimmung der Fixationsdauerverteilungen zu beobachten, wie Abbildung 18 zeigt. Diese exakte Übereinstimmung resultiert vor allem auch daher, dass nur die Sakkaden, die übereinstimmend in beiden Systemen gefunden wurden, in die Abbildung 18 eingingen. Sinnvoller erscheint jedoch ein Vergleich der Fixationsdauern aller Sakkaden aus beiden Systemen mit den oben beschriebenen Anpassungen für die mobilen Daten. Diese sind in Abbildung 19 dargestellt. Die Häufung der Fixationsdauern unter  $40\text{ ms}$  in den EyeLink-1000 Daten sind die Dauern zwischen einer Sakkade, die ihr Ziel verfehlte (Überschuss- bzw. Unterschuss-Sakkade) und der dazugehörigen Korrektur-Sakkade. Diese Sakkaden sind zu kurz, um vom mobilen Gerät mit 60 Hz detektiert

zu werden. Auch die Verteilungen der Fixationsdauern von allen Sakkaden beider Messsysteme zeigen eine gute Übereinstimmung, mit Abweichungen, die in der unterschiedlichen Sampling-Rate begründet sind.

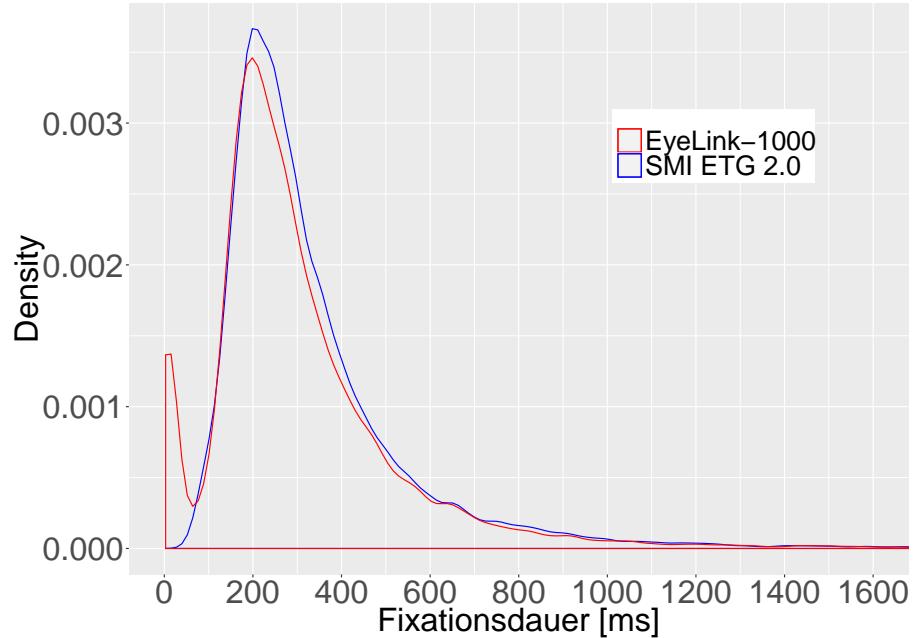


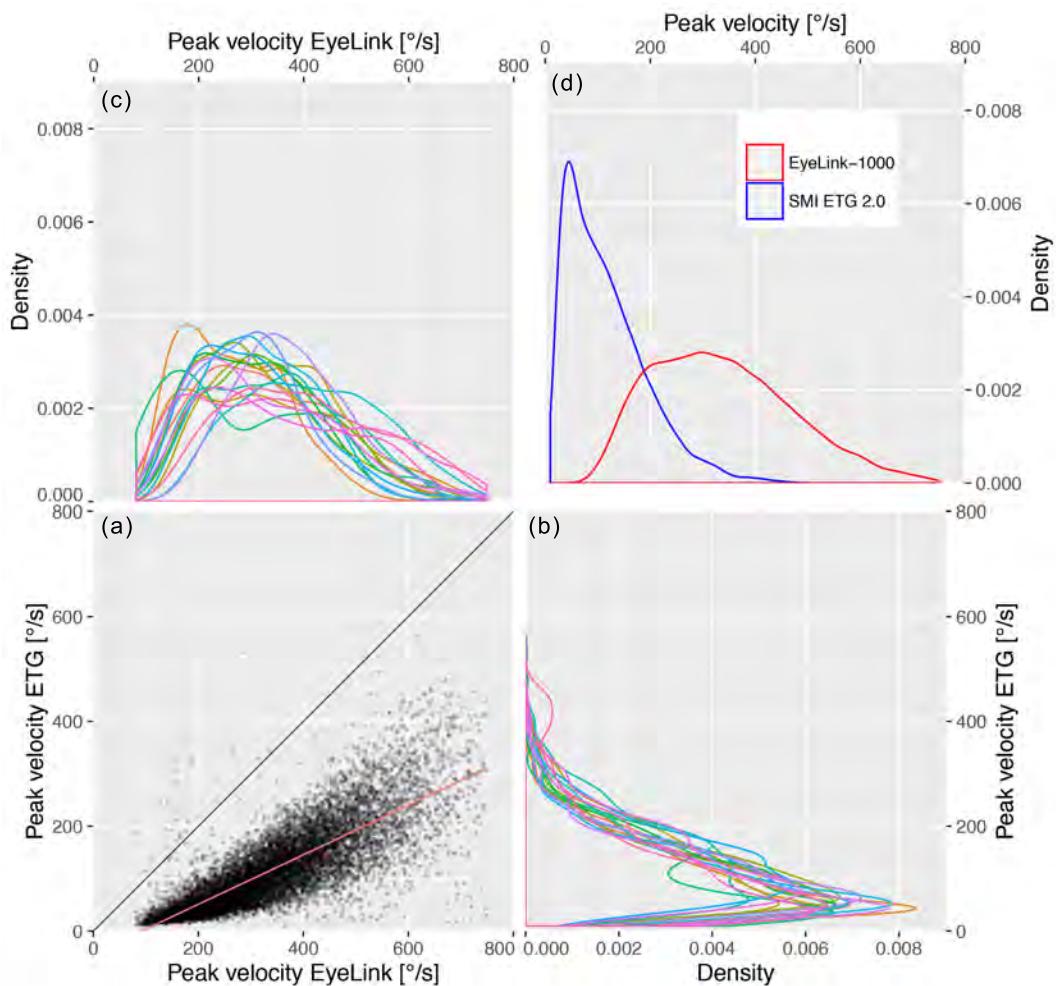
Abbildung 19: Verteilung der Fixationsdauern zwischen allen gefundenen Sakkaden beider Messsysteme über alle Versuchspersonen hinweg.

## 4.5 Verteilung der maximalen Geschwindigkeiten

Wie im Abschnitt *Main sequence* beschrieben, kann von jeder detektierten Sakkade die maximale Geschwindigkeit, sog. *peak velocity*, bestimmt werden. Diese sollte im direkten Zusammenhang mit der Sakkadenlänge stehen. Ein Vergleich der maximalen Geschwindigkeiten der beiden Messsysteme ist in Abbildung 20 dargestellt. Die in Abbildung 20 (a) rot eingezeichnete Regressionsgerade besitzt einen Schnittpunkt mit der Y-Achse von  $\alpha = -43.487$  und eine Steigung von  $\beta = 0.472$ . Die Korrelation der *peak velocity* beider Systeme beträgt  $r = 0.812$ . Wie in Abbildung 20 (d) sichtbar, weisen die Systeme deutliche Unterschiede in der Verteilung der maximalen Geschwindigkeiten während der Sakkaden auf. Dies ist auf die stark unterschiedliche Sampling-Rate der beiden Systeme zurückzuführen. Das EyeLink-1000 kann mit der 16,7-fachen Geschwindigkeit die Augenbewegungen aufzeichnen. Durch die niedrigere Sampling-Rate sowie durch die Glättung der Geschwindigkeiten während der Sakkadendetektion, um dem Rauschen video-basierter Eye-Tracker Rechnung zu tragen, sind die maximalen Geschwindigkeiten deutlich langsamer im mobilen System als in den EyeLink-1000 Daten. Eine nähere Beschreibung findet sich im Abschnitt *Main sequence* dieser Arbeit. Um die Kurven anzulegen, müsste man jeden 16,7. Datenpunkt aus den EyeLink-1000 Da-

ten ziehen und damit erneut die Geschwindigkeit berechnen. Dies erscheint jedoch nicht sinnvoll. Die Daten zeigen hier einen (erwarteten) qualitativen Unterschied zwischen den Messsystemen auf.

Für jede Versuchsperson wurde ein Lineares Modell gerechnet mit den maximalen Geschwindigkeiten des EyeLink-1000 als unabhängige Variable und den maximalen Geschwindigkeiten des SMI ETG 2.0 als abhängige Variable. Der Schnittpunkt der Regressionsgeraden mit der Y-Achse (der sog. *intercept*) wurde  $\alpha = 0$  festgelegt. Die Steigungen der Regressionsgeraden wurden mit einem Mittelwertsvergleich gegen die optimal zu erwartende Gerade mit einem Y-Achsen-Schnittpunkt von  $\alpha = 0$  und einer Steigung von  $\beta = 1$  getestet. Der Einzelstichproben-t-Test wurde mit  $t(17) = -70.69, p < 0.00001$  höchst signifikant. Der Mittelwert der Stichprobe liegt mit einem 95 %-Konfidenzintervall  $CI[0.346, 0.384]$  weit von dem optimalen Wert von  $\beta = 1$  entfernt, wie Abbildung 20 (d) auch deutlich zeigt.



*Abbildung 20:* Verteilung der maximalen Geschwindigkeiten. (a) Streudiagramm der peak velocity beider Systeme mit der Regressionsgeraden (rot) und der Winkelhalbierenden (schwarz) als optimales zu erwartendes Ergebnis. (b) Peak velocity-Verteilungen der SMI ETG 2.0 Daten für jede Versuchsperson. (c) Peak velocity-Verteilung der EyeLink-1000 Daten für jede Versuchsperson. (d) Peak velocity-Verteilung der beiden Messsysteme über alle Versuchspersonen hinweg.

## 5 Diskussion und Ausblick

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Erzeugung und Aufbereitung eines Datensatzes sowie erste Analysen, um die Qualität mobiler Eye-Tracking-Daten quantitativ bewerten zu können. Untersuchungen von Foulsham et al. sowie der Arbeitsgruppe der Universität Potsdam (Foulsham et al., 2011; Abedian-Amiri et al., 2015) zeigten Unterschiede im Blickverhalten der Probanden beim Betrachten einer Szene in der Laborsituation und in der realen Welt. Um eine unzureichend genaue Messtechnik im mobilen Eye-Tracking als Ursache der Unterschiede ausschließen zu können, bedarf es einer Evaluation der Messqualität. Dem Autor gelang eine simultane binokuläre Messung der Augenbewegungen mit einem stationären Eye-Tracker (SRResearch EyeLink-1000) und einem mobilen System (SMI Eye Tracking Glasses 2.0). Nach räumlichen und zeitlichen Transformationen der SMI ETG Daten, mit dem Ziel diese in ein Format zu überführen, welches dem Datenformat des Referenzgerätes EyeLink-1000 entspricht, sowie nach einer Filterung der Daten, liegen diese nun in einem Format vor, mit dem genaue Vergleiche möglich sind.

### 5.1 Interpretation der Ergebnisse

#### Häufigkeitsverteilung der detektierten Sakkaden

Die erfolgreiche Anwendung eines geschwindigkeitsbasierten Sakkaden-Detektionsalgorithmus (Engbert and Kliegl, 2003; Engbert and Mergenthaler, 2006) konnte für beide Systeme mit guter Übereinstimmung (85,62 %) gezeigt werden. Die Sakkaden, die lediglich im EyeLink-1000 gefunden wurden, sind vor allem sehr kurze *Korrektursakkaden* mit Dauern unter 32 ms, welche das mobile Gerät aufgrund seiner Sampling-Rate nicht erfassen kann. Ist man an diesen interessiert, ist das getestete mobile Gerät nicht als Messgerät geeignet. Unklar ist, welche spezifischen Eigenschaften die Sakkaden aufweisen, die lediglich in den mobilen Daten detektiert wurden. Hier sind weitere Analysen notwendig.

#### Verteilung der Sakkadenlängen

Die Analyse der Sakkadenlängen zeigte überraschend gute Übereinstimmungen der Systeme. Der Einstichproben-t-Test der Mittelwerte der Steigungen der berechneten Linearen Modelle gegen die Steigung der optimalen Gerade mit  $\alpha = 0$  und  $\beta = 1$  wurde zwar signifikant, jedoch zeigt das 95%-Konfidenzintervall, dass die Daten sehr dicht am Optimum liegen und erst in der dritten Nachkommastelle sich von  $\beta = 1$  unterscheiden. Eine separate Analyse für die horizontalen und vertikalen Sakkadenlängen kann genauere Informationen über die Abweichung vom Optimum

liefern. Ist man an Augenpositionsverteilungen (sog. *heat maps*) interessiert, kann das mobile Gerät nach unserer bisherigen Einschätzung verwendet werden. Eine Analyse der Qualität der Kalibrierung sollte durchgeführt werden. Der in dieser Arbeit entstandene Datensatz kann für eine solche Analyse verwendet werden.

### Main sequence

Eine Analyse der *main sequence*, also des doppelt logarithmischen Plotes der maximalen Geschwindigkeiten als Funktion der Sakkadenlängen, zeigte einen sehr hohen korrelativen Zusammenhang im mobilen System. Wie im Abschnitt *Ergebnisse* dargestellt, entsteht das scheinbar bessere Ergebnis im Vergleich zum EyeLink-1000 auch durch die niedrige Sampling-Rate und eine starke Glättung der Geschwindigkeiten, um ein Optimum zwischen dem Rauschen in Daten video-basierter Eye-Tracker und der Erfassung der wirklichen Sakkaden zu erreichen. Sehr hohe Geschwindigkeiten kann das mobile System unter den gegebenen Bedingungen nicht aufzeichnen.

### Verteilung der Fixationsdauern

Nach der Korrektur von Artefakten, die durch die unterschiedliche Sampling-Rate entstehen, zeigen die Verteilungen der Fixationsdauern beider Systeme eine bemerkenswert gute Passung. Unter der Prämisse der Artefakt-Korrektur kann das mobile System zur Untersuchung von Fixationsdauern empfohlen werden. Dabei ist die Begrenzung durch die Sampling-Rate auf eine maximale Genauigkeit von 16,7 ms zu beachten.

### Verteilung der maximalen Geschwindigkeiten

Große Unterschiede sind in den Verteilungen der maximalen Geschwindigkeiten während der Sakkaden in beiden Systemen zu berichten. Hier ist eine Verbesserung durch die Erhöhung der Sampling-Rate mobiler Eye-Tracker wünschenswert. Auch die Prüfung einer Reduzierung der Anzahl an Datenpunkte, über die die Geschwindigkeit bei der Sakkadendetektion im mobilen System gemittelt wird, wird empfohlen. In der vorliegenden Arbeit wurde versucht ein Optimum zwischen einer Rauschreduzierung und der Erfassung der realen Augenbewegungen zu finden. Mit der neuen Generation mobiler Eye-Tracker mit Sampling-Raten von 120 Hz und höher ist diese Problematik leichter zu lösen. Für Untersuchungen von Sakkaden-Dynamiken wird aufgrund der Ergebnisse der Analyse maximaler Geschwindigkeiten die hier untersuchte mobile Messtechnik nicht empfohlen.

## 5.2 Limitationen und Ausblick

Durch die gleichzeitige Messung mit mehreren auf Corneal-Reflexions-Methode basierenden Tracking-Systemen können die Messgeräte gegenseitig ihre Qualität vermindern, z.B. wenn ein Messgerät zwischen dem von ihm produzierten Corneal-Reflex und dem Corneal-Reflex des zweiten Systems hin und her springt. Entsprechende Daten müssen gefiltert werden und eine leichte Reduzierung der Datenqualität gegenüber der einzelnen Messung mit einem einzigen Tracking-System bleibt anzunehmen. Weiterhin kann die starke und teilweise unangenehme Einschränkung der Bewegungsfreiheit des Kopfes durch eine Beifsschiene das Blickverhalten der ProbandInnen verändern. Die erhobenen Daten dieser Arbeit sollten also vor allem in Bezug zu dem jeweils anderen Messgerät verglichen werden, oder mit Daten aus Studien die ähnliche Restriktionen aufweisen.

Mit dem erzeugten Datensatz sind zahlreiche weitere Analysen möglich. So kann z.B. die Qualität der Kalibration des mobilen Eye-Trackers, welcher in dem aktuellen Experiment keine quantitative Rückmeldung aus der Herstellersoftware heraus gibt, durch Fixations-Dichteveilungen im Vergleich der Systeme und durch die Auswertung der Blickpositionen auf den artifiziellen Bilder quantisiert werden. Auch ein Vergleich der Event-Detektion der Herstellersoftware, mit frei verfügbaren Detektionsalgorithmen aus wissenschaftlichen Arbeitsgruppen ist möglich. An dem vorhandenen Datensatz können Detektionsparameter von hochauflösenden Systemen für mobile Systeme mit niedrigerer Sampling-Rate justiert werden.

Weitere Studien sollten sich vor allem mit den neuesten Entwicklungen der mobilen Eye-Tracking Systeme beschäftigen und die Verbesserungen in den räumlichen und zeitlichen Auflösungen evaluieren sowie die Eventdetektion der Hersteller untersuchen. Ist die Qualität der Messinstrumente gegeben, ist ein weiteres wichtiges Untersuchungsfeld der Einfluss der Bewegungsfreiheit auf die Blicksteuerung und auf Blickbewegungsparameter. Diese Untersuchungen werden erst durch die mobilen Geräte ermöglicht. Der freie Zugriff auf die Rohdaten der Augenpositionen ist dafür aus wissenschaftlicher Sicht unbedingt notwendig, sowie die Einsicht in Detektionsalgorithmen mobiler Eye-Tracking-Systeme und deren Parameter wünschenswert.

## Literatur

- Abedian-Amiri, A., Trukenbrod, H. A., and Engbert, R. (2015). An evaluation of velocity- based saccade detection in mobile eye tracking. In Ansorge, U., Ditye, T., Florack, A., and Leder, H., editors, *18th European Conference on Eye Movements, Vienna*, volume 8, page 193. Available from <http://www.jemr.org/online/8/4/1>.
- Anliker, J. (1976). Eye movements-on-line measurement, analysis, and control. In *Eye Movements and psychological Processes*, pages 185–202. Monty, R. A. and Senders, J. W.
- Bahill, A. T., Adler, D., and Stark, L. (1975). Most naturally occurring human saccades have magnitudes of 15 degrees or less. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 14(6):468–469.
- Boff, K. R. and Lincoln, J. E. (1988). Engineering data compendium. human perception and performance. user's guide.
- Borji, A. and Itti, L. (2013). State-of-the-art in visual attention modeling. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 35(1):185–207.
- Brainard, D. H. (1997). The psychophysics toolbox. *Spatial vision*, 10:433–436.
- Bridgeman, B. (1992). Conscious vs unconscious processes the case of vision. *Theory & Psychology*, 2(1):73–88.
- Ciuffreda, K. J. and Tannen, B. (1995). *Eye movement basics for the clinician*, volume 18. Mosby St. Louis.
- Crane, H. D. (1994). The purkinje image eyetracker, image stabilization, and related forms of stimulus manipulation. *Visual science and engineering: Models and applications*, pages 15–89.
- Deubel, H. and Schneider, W. X. (1996). Saccade target selection and object recognition: Evidence for a common attentional mechanism. *Vision research*, 36(12):1827–1837.
- DeValois, R. L. and DeValois, K. K. (1990). *Spatial vision*. Oxford University Press.
- Dodge, R. and Cline, T. S. (1901). The angle velocity of eye movements. *Psychological Review*, 8(2):145.

- Duchowski, A. (2007). *Eye tracking methodology: Theory and practice*, volume 373. Springer Science & Business Media.
- Engbert, R. (2006). Microsaccades: A microcosm for research on oculomotor control, attention, and visual perception. *Progress in brain research*, 154:177–192.
- Engbert, R. and Kliegl, R. (2003). Microsaccades uncover the orientation of covert attention. *Vision research*, 43(9):1035–1045.
- Engbert, R. and Mergenthaler, K. (2006). Microsaccades are triggered by low retinal image slip. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 103(18):7192–7197.
- Engbert, R., Rothkegel, L. O. M., Backhaus, D., and Trukenbrod, H. A. (2016). Evaluation of velocity-based saccade detection in the smi-etg 2w system. Technical report, Universität Potsdam.
- Fitts, P. M., Jones, R. E., and Milton, J. L. (1950). Eye movements of aircraft pilots during instrument-landing approaches. *Aeronautical Engineering Review*.
- Foulsham, T., Walker, E., and Kingstone, A. (2011). The where, what and when of gaze allocation in the lab and the natural environment. *Vision research*, 51(17):1920–1931.
- Frens, M. and Van der Geest, J. (2002). Scleral search coils influence saccade dynamics. *Journal of neurophysiology*, 88(2):692–698.
- Hagendorf, H., Krummenacher, J., Müller, H.-J., and Schubert, T. (2011). Tiefeinwahrnehmung. In *Wahrnehmung und Aufmerksamkeit*, pages 97–108. Springer.
- Hartridge, H. and Thomson, L. (1948). Methods of investigating eye movements. *The British journal of ophthalmology*, 32(9):581.
- Holmqvist, K., Nyström, M., Andersson, R., Dewhurst, R., Jarodzka, H., and Van de Weijer, J. (2011). *Eye tracking: A comprehensive guide to methods and measures*. OUP Oxford.
- Huey, E. B. (1898). Preliminary experiments in the physiology and psychology of reading. *The American Journal of Psychology*, 9(4):575–586.
- Huey, E. B. (1908). *The psychology and pedagogy of reading*. The Macmillan Company.
- Itti, L. and Koch, C. (2001). Computational modelling of visual attention. *Nature reviews neuroscience*, 2(3):194–203.

- Jacob, R. J. and Karn, K. S. (2003). Eye tracking in human-computer interaction and usability research: Ready to deliver the promises. *Mind*, 2(3):4.
- Javal, E. (1879). *Essai sur la Physiologie de la Lecture*.
- Judd, C., Mcallister, C., Cloyd, N., and Steele, W. (1905). General introduction to a series of studies of eye movements by means of kinetoscopic photographs. *Psychological Monographs*.
- Just, M. A. and Carpenter, P. A. (1976). Eye fixations and cognitive processes. *Cognitive psychology*, 8(4):441–480.
- Kaufmann, H. and de Decker, W. (2004). *Strabismus*. Georg Thieme Verlag.
- Kleiner, M., Brainard, D., Pelli, D., Ingling, A., Murray, R., Broussard, C., et al. (2007). What's new in psychtoolbox-3. *Perception*, 36(14):1.
- Lambert, R. H., Monty, R. A., and Hall, R. J. (1974). High-speed data processing and unobtrusive monitoring of eye movements. *Behavior Research Methods & Instrumentation*, 6(6):525–530.
- Martinez-Conde, S., Macknik, S. L., and Hubel, D. H. (2004). The role of fixational eye movements in visual perception. *Nature Reviews Neuroscience*, 5(3):229–240.
- Martinez-Conde, S., Macknik, S. L., Troncoso, X. G., and Dyar, T. A. (2006). Microsaccades counteract visual fading during fixation. *Neuron*, 49(2):297–305.
- MATLAB (2015). *version 8.5.0.197613 (R2015a)*. The MathWorks Inc., Natick, Massachusetts.
- Merchant, J., Morrisette, R., and Porterfield, J. L. (1974). Remote measurement of eye direction allowing subject motion over one cubic foot of space. *IEEE transactions on biomedical engineering*, (4):309–317.
- Mergenthaler, K. and Engbert, R. (2010). Microsaccades are different from saccades in scene perception. *Experimental brain research*, 203(4):753–757.
- Monty, R. A. (1975). An advanced eye-movement measuring and recording system. *American Psychologist*, 30(3):331.
- Pelli, D. G. (1997). The videotoolbox software for visual psychophysics: Transforming numbers into movies. *Spatial vision*, 10(4):437–442.
- Polyak, S. L. (1941). The retina: the anatomy and the histology of the retina in man, ape, and monkey, including the consideration of visual functions, the history of physiological optics, and the histological laboratory technique.

- Poole, A. and Ball, L. J. (2006). Eye tracking in hci and usability research. *Encyclopedia of human computer interaction*, 1:211–219.
- PupilLabs (2016 (accessed June 6,2016)). *PupilLabs*. <https://pupil-labs.com/store/>.
- R Core Team (2015). *R: A Language and Environment for Statistical Computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria.
- Ratliff, F. and Riggs, L. A. (1950). Involuntary motions of the eye during monocular fixation. *Journal of experimental psychology*, 40(6):687.
- Rayner, K. (1998). Eye movements in reading and information processing: 20 years of research. *Psychological bulletin*, 124(3):372.
- Riggs, L., Merton, P., and Morton, H. (1974). Suppression of visual phosphenes during saccadic eye movements. *Vision research*, 14(10):997–1011.
- SensoMotoricInstruments (2016 (accessed June 4,2016)). *SMI ETG-2 Wireless*. <http://www.eyetracking-glasses.com>.
- Silversmith, E. (2016 (accessed June 23,2016)). *Schematic diagram of the human eye.svg*. [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/2/28/Schematic\\_diagram\\_of\\_the\\_human\\_eye.svg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/2/28/Schematic_diagram_of_the_human_eye.svg).
- SrResearch (2013). *EyeLink 1000*. [http://www.sr-research.com/EL\\_1000.html](http://www.sr-research.com/EL_1000.html).
- SRResearch (2016 (accessed June 6,2016)). *EyeLink 1000Plus*. [http://www.sr-research.com/camup\\_2000\\_1000plus.html](http://www.sr-research.com/camup_2000_1000plus.html).
- Sundstedt, V. (2012). Gazing at games: An introduction to eye tracking control. *Synthesis Lectures on Computer Graphics and Animation*, 5(1):1–113.
- Tatler, B. W., Hayhoe, M. M., Land, M. F., and Ballard, D. H. (2011). Eye guidance in natural vision: Reinterpreting salience. *Journal of vision*, 11(5):5–5.
- Teiwes, W. (1991). *Video-Okulographie-Registrierung von Augenbewegungen in drei Freiheitsgraden zur Erforschung und medizinischen Diagnostik des Gleichgewichtssystems*. PhD thesis, Technische Universität Berlin.
- Träisk, F., Bolzani, R., and Ygge, J. (2005). A comparison between the magnetic scleral search coil and infrared reflection methods for saccadic eye movement analysis. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 243(8):791–797.

- Wade, N. and Tatler, B. W. (2005). *The moving tablet of the eye: The origins of modern eye movement research*. Oxford University Press, USA.
- Wolff, E. (1948). *The anatomy of the eye and orbit: including the central connections, development, and comparative anatomy of the visual apparatus*. Blakiston.
- Young, L. R. and Sheena, D. (1975). Survey of eye movement recording methods. *Behavior research methods & instrumentation*, 7(5):397–429.

## **Anhang**

### **Anhang A**

Auf der CD vorhandene Daten

## **Masterarbeit \_ BackhausDaniel.pdf**

Ordner Experiment

- MoSt.m

Ordner Daten

- MATCHES.rda
- VPlist.txt
- Ordner: Brillen-Daten
- Ordner: EyeLink-Daten

Ordner Auswertung

- Ordner: 01\_Transformationen
- Ordner: 02\_Übereinstimmungen
- Ordner: 03\_Sakkaden-Detektion
- Ordner: 04\_Analysen

**Anhang B**

Präsentierte Bilder sortiert nach ihrer Art.

---

BILDER AUS FRÜHEREN EXPERIMENTEN DER ARBEITSGRUPPE

---



---

NEUE BILDER

---



---

NEUE BILDER

---



---

NEUE BILDER MIT SALIENTEM ORT

---



---

NEUE BILDER SYMMETRISCH

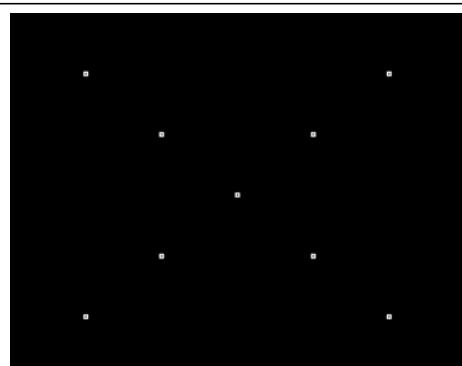
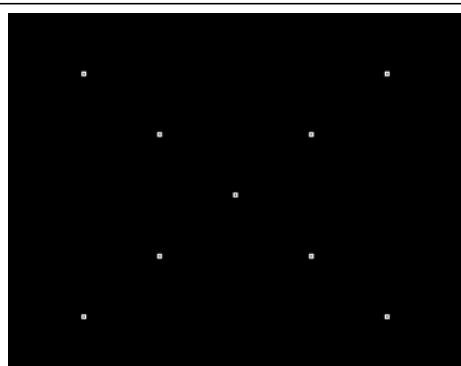
---



---

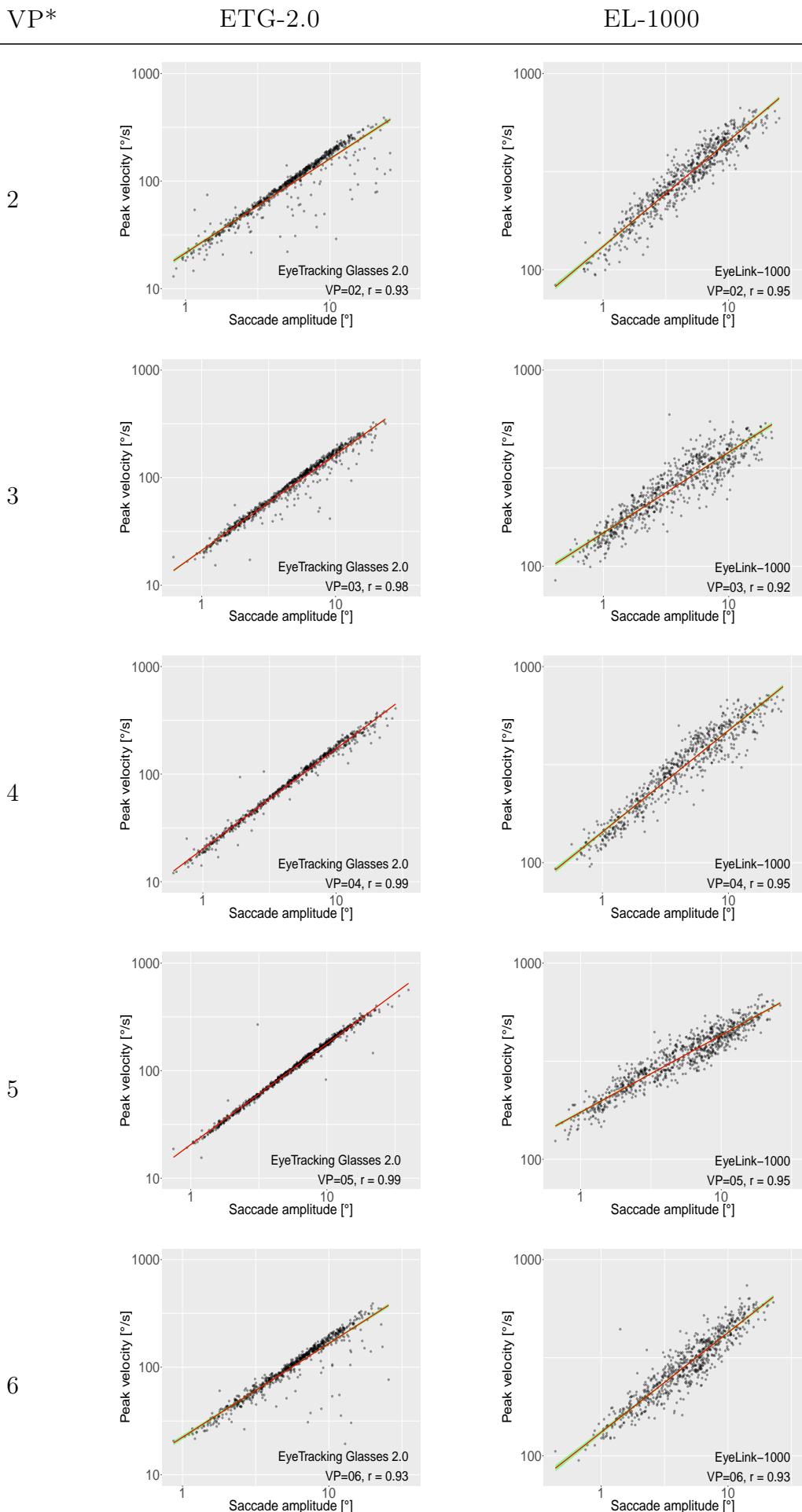
ARTIFIZIELLE BILDER

---



**Anhang C**

Tabelle aller *main sequences*, also des doppelt logarithmischen Plots der maximalen Geschwindigkeiten als Funktion der Sakkadenlängen, für jede Versuchsperson und jedes Messgerät getrennt.

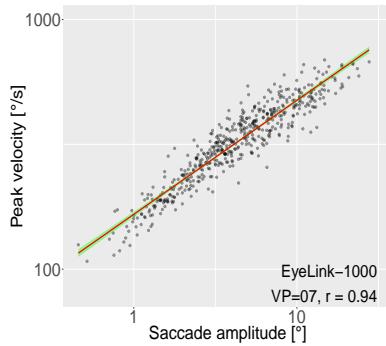
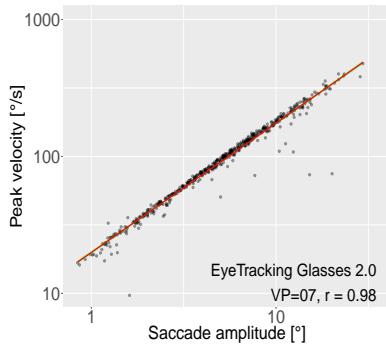


VP\*

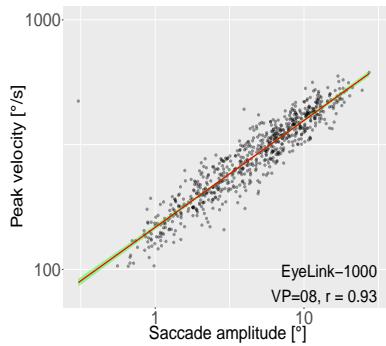
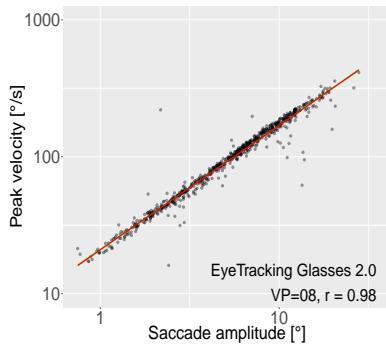
ETG-2.0

EL-1000

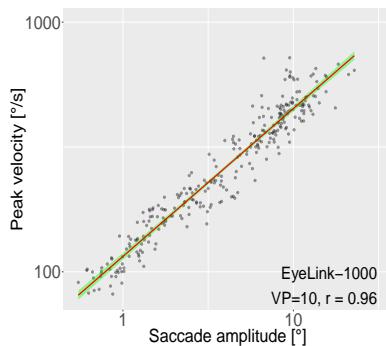
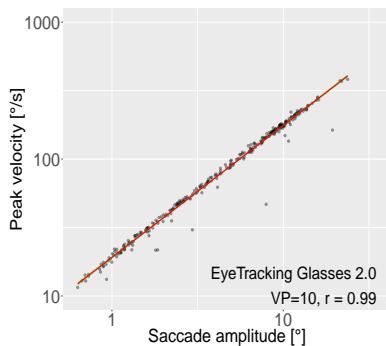
7



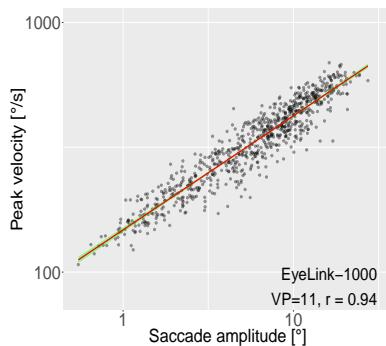
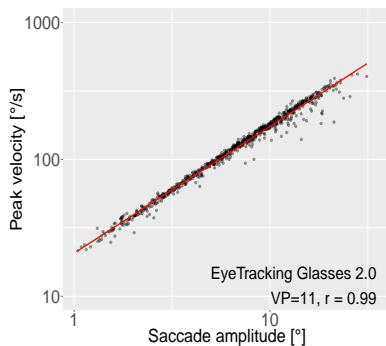
8



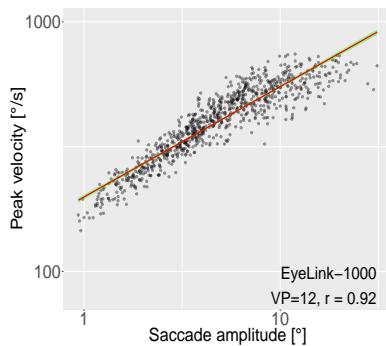
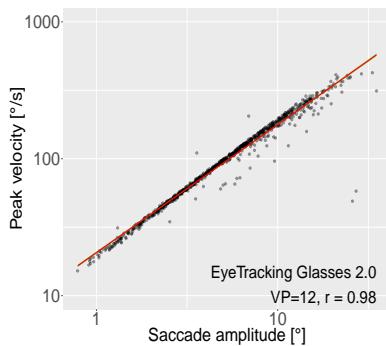
10



11



12

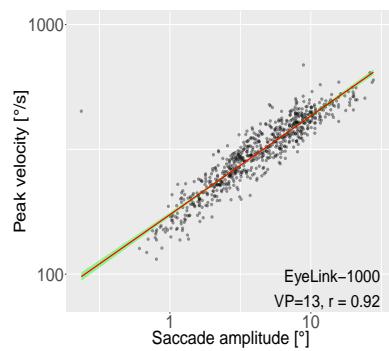
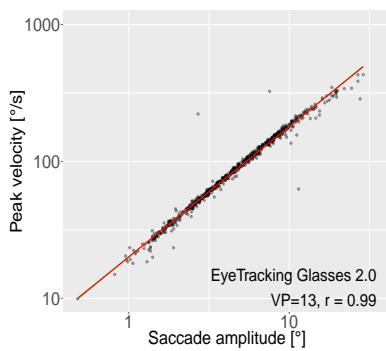


VP\*

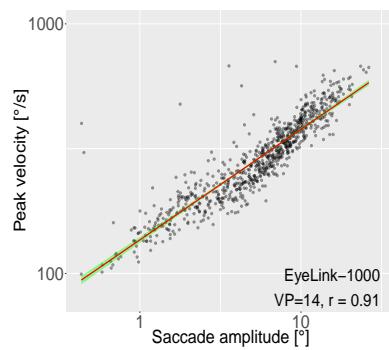
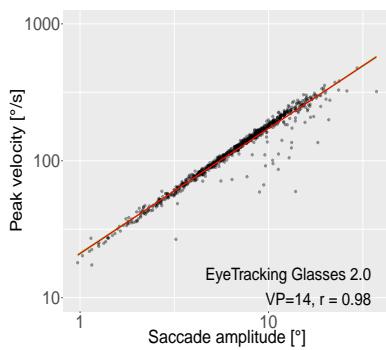
ETG-2.0

EL-1000

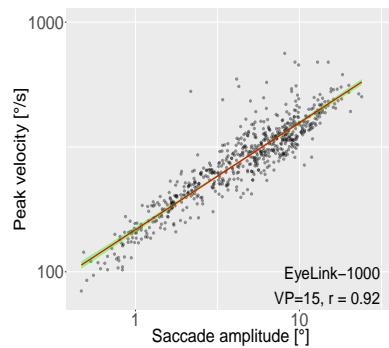
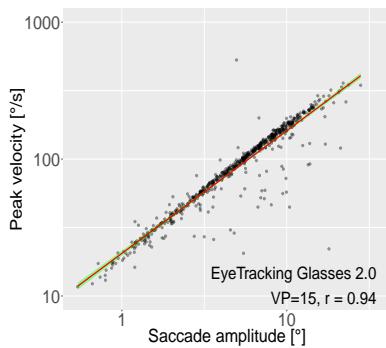
13



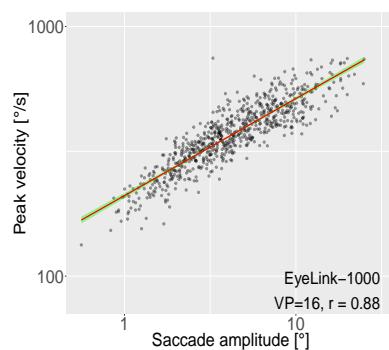
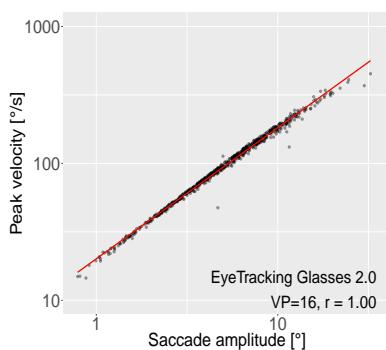
14



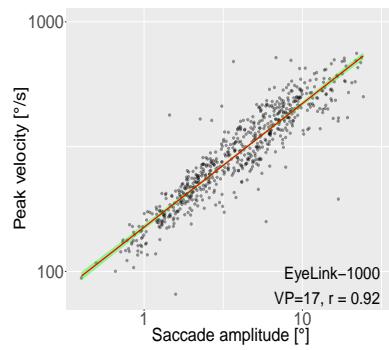
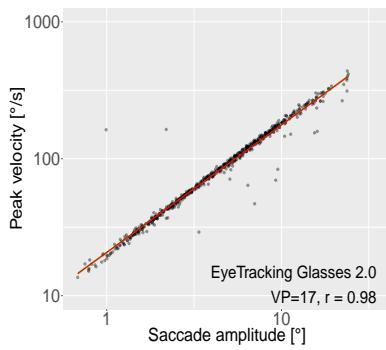
15

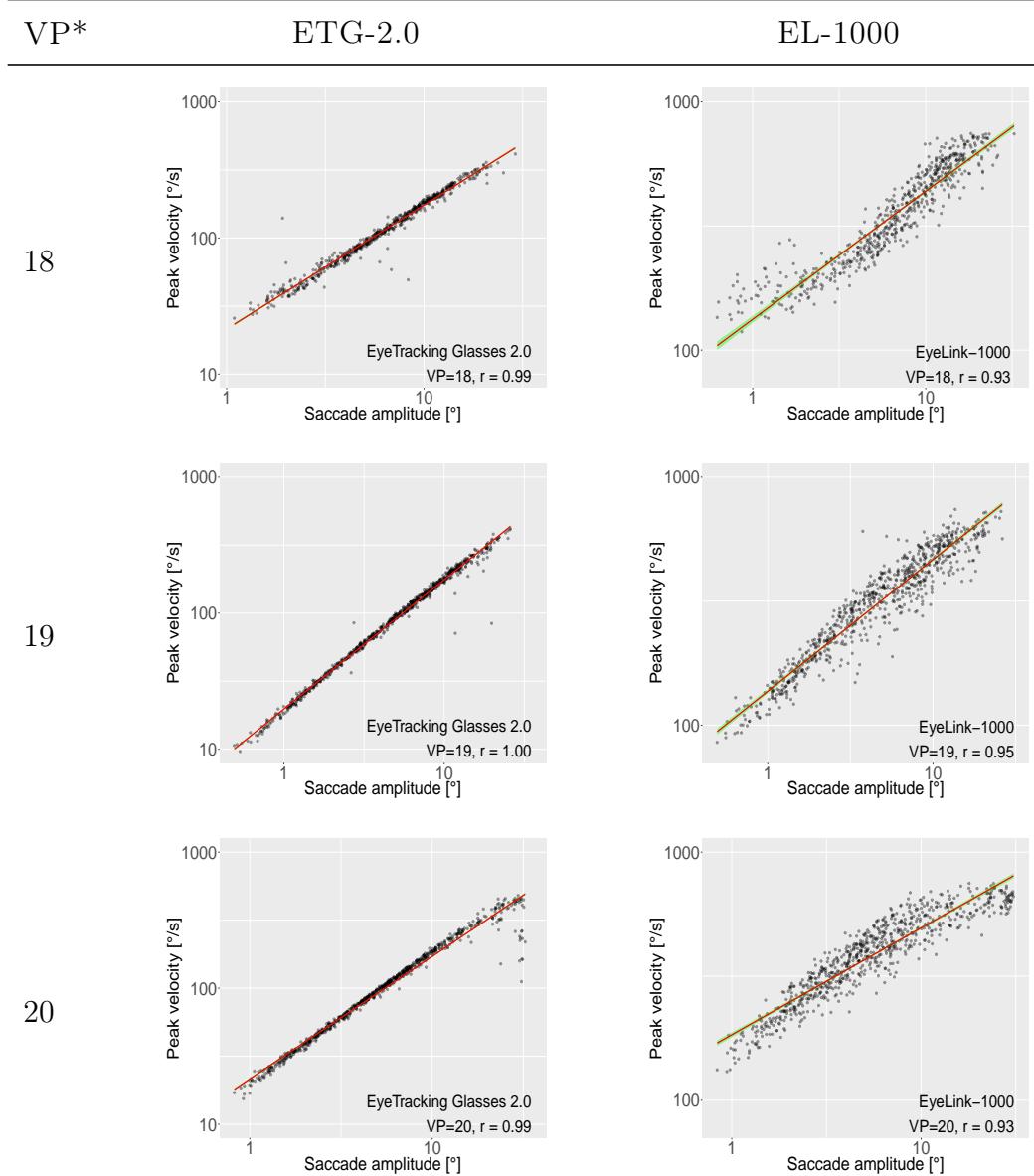


16



17





Notiz: \* Die Datenerhebung der Versuchspersonen 1 und 9 wurden während des Experiments abgebrochen.

## **Eidesstattliche Erklärung**

### **Eidesstattliche Erklärung zur Masterarbeit für den Abschluss Master of Science im Fach Psychologie**

Ich versichere, die von mir vorgelegte Arbeit selbstständig verfasst zu haben. Alle Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Arbeiten anderer entnommen sind, habe ich als entnommen kenntlich gemacht. Sämtliche Quellen und Hilfsmittel, die ich für die Arbeit benutzt habe, sind angegeben. Die Arbeit hat mit gleichem Inhalt bzw. in wesentlichen Teilen noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegen.

*Unterschrift :*

*Ort, Datum :*