

Aus dem

Universitätsklinikum Tübingen

Hertie-Institut für klinische Hirnforschung

Sektion Aktive Wahrnehmung, Physiology of Active Vision

**Einfluss binokularer Augenbewegungen auf das  
Stereosehen**

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

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

**vorgelegt von**

**Mathis, Marlene**

**2023**

Dekan: Professor Dr. B. Pilcher

1. Berichterstatter: Professor Z. Hafed, Ph. D.

2. Berichterstatter: Professor Dr. S. Wahl

Tag der Disputation: 25.08.2023

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Klassifikation der Fixationsbewegungen	2
1.2	Kontrastwahrnehmung und Sehschärfe	4
1.3	Räumliches Sehen	6
1.4	Blickfixierende Untersuchungsmethode	10
1.5	Fragestellung	12
2	Material und Methoden	13
2.1	Probandinnen und Probanden	13
2.2	Ethikantrag	14
2.3	Versuchsdauer- und ablauf	14
2.4	Julesz-Stereogramme	14
2.5	Versuchsaufbau	15
2.6	Anaglyphenbrille	17
2.7	Programmierung und Versuchsdurchführung	18
2.7.1	Beschreibung der Software zur Darstellung von Stereogrammen mit Zufallsmustern	18
2.7.2	Vorberechnung von Julesz-Stereogrammen und Export der Teilbilder als BMP-Dateien	18
2.7.3	Nutzung der Rot/Grün-Teilbilddateien zur Messung der Stereovision bei Verwackelung	20
2.7.4	Messung der Stereovision unter blickstabilisierenden Bedingungen	24
2.8	Statistische Methoden	27
3	Ergebnisse	28
3.1	Toleranz der Stereovision gegen zufällige Verwackelung der Zufallsmuster in beiden Augen	28
3.1.1	Einfluss der Größe der Disparität	28
3.1.2	Einfluss der Art der Verwackelung	30
3.2	Vergleich der künstlich erzeugten mit den durch natürlichen Fixationsaugenbewegungen erzeugten Verwackelungsamplituden	32
3.3	Vergleich der Verwackelungstoleranzen der Versuchspersonen	33

3.4	Vergleich der mittleren Amplituden von binokulären Fixationsbewegungen bei den verschiedenen Versuchspersonen	36
3.5	Stereovision unter blickstabilisierenden Bedingungen	39
3.5.1	Einfluss von binokular blickstabilisierter Darbietung auf Augenbewegungen und Konvergenz	40
4	Diskussion	44
5	Zusammenfassung	50
6	Englische Zusammenfassung	51
7	Literaturverzeichnis	54
8	Erklärung zum Eigenanteil	57

## 1 Einleitung

Wenn wir unsere Umgebung betrachten, stehen unsere Augen selbst bei Fixation eines Punktes niemals still, sondern machen kleine Positionsänderungen um den fixierten Punkt, die sogenannten Fixationsbewegungen (Martinez-Conde et al., 2004, Hafed, 2011, Krauzlis et al., 2017). Diese Bewegungen werden unbewusst ausgeführt, werden auch nicht bewusst wahrgenommen und schränken uns in unserer Fixation nicht ein (Villegas et al., 2008). In Abbildung 1 sind die Fixationsbewegungen beim Betrachten einer bekannten Häuserfront in Tübingen dargestellt.



Abbildung 1: Fixationspunkte beider Augen, während die Proband\*in eine bekannte Häuserfront in Tübingen betrachtet. Selbst bei Fixation eines Punktes sieht man eine „Wolke“ von Augenpositionen, die nicht auf das Rauschen der Eye Trackers zurückgeht. Die „Fixationswolken“ werden unterbrochen von schnellen Sakkaden, in denen die Blickpositionen gewechselt werden. Bildschirmfoto der Software des Eye Trackers, rechtes Auge (dunkelgelb) und linkes Auge (hellgelb)

Fixationsaugenbewegungen wurden erstmals durch J. Jurin 1738 als „Zittern der Augen,“ (Jurin, 1738) beschrieben. Sie wurden aber erst in der zweiten Hälfte des letzten Jahrhunderts besser untersucht.

Visuelle Wahrnehmung war im Laufe der Evolution ursprünglich für bewegte Objekte optimiert, sowie auf die Wahrnehmung von Änderungen in der visuellen Umwelt. Beides war besonders auf der Jagd oder in der Erkennung von Gefahren von Bedeutung. So sieht zum Beispiel ein Frosch eine Fliege im Flug und ist in der Lage sie zu fangen, sie bleibt ihm jedoch verborgen, während sie stillsitzt (wie in einem klassischen Artikel von Lettvin et al., 1959, beschrieben: „What the Frog’s Eye tells the Frog’s Brain“ ((J. Y. Lettvin, 1968). Wir können dagegen jedes Detail in unserer Umgebung inspizieren, obwohl sie nicht ständig in Bewegung ist. Dies liegt daran, dass wir durch die Fixationsbewegungen ein ständig bewegtes Bild auf der Retina haben (Rucci, 2008), welches immer neue Aktivierungslevel der Photorezeptoren auslöst und somit das „fading“ (Ausbleichen) des wahrgenommenen Bildes verhindert (Troxler Effekt). Wir können deshalb auch ruhende Objekte lange fixieren, ohne dass sie in der Wahrnehmung verblassen (Martinez-Conde et al., 2004). Neuronale Adaption bewirkt eine Abnahme der Reizantwort des sensorischen Systems, sobald sich der Reiz nicht mehr verändert (Benda, 2021). Adaption ist ein Grundprinzip der Signalverarbeitung im Nervensystem. Sie dient dazu, die Empfindlichkeit für Änderungen maximal zu halten, indem der Detektor in seinem linearen Antwortbereich genutzt wird. So spüren wir zum Beispiel nicht die ganze Zeit die Strümpfe an den Füßen, sondern nur, wenn wir die Zehen bewegen. Lokale Adaption in der Retina verhindert zum Beispiel auch, dass wir die retinalen Blutgefäße immer in unserem Blickfeld sehen. Jedoch verliert eine Patient\*in, deren Augenmuskeln paralytisch sind, ohne Kopfbewegungen beim Betrachten eines ruhenden Objektes ihr Sehvermögen, da ihre Photorezeptoren an den gleichen Helligkeitsreiz adaptieren.

### **1.1 Klassifikation der Fixationsbewegungen**

Fixationsaugenbewegungen lassen sich als Mikrosakkaden, Drifts und Tremor differenzieren. Sie sind in Abbildung 2 graphisch illustriert.

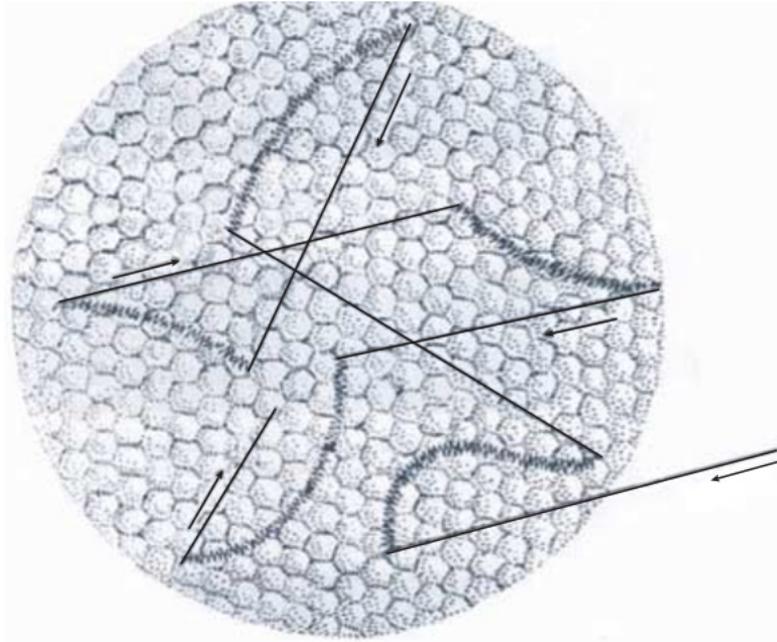


Abbildung 2: Illustration von Fixationsaugenbewegungen: gerade Mikrosakkaden, bogenförmige Drifts, überlagert von kleinsten Tremorbewegungen (Martinez-Conde et al., 2004)

Im Folgenden sollen die drei Fixationsbewegungen tabellarisch verglichen werden (Martinez-Conde et al., 2004, Rucci et al., 2007, Westheimer, 2008, Hafed et al., 2009, Ko et al., 2010, Hafed et al., 2015).

Tabelle 1: Klassifikation der Fixationsaugenbewegungen

	Tremor	Drift	Mikrosakkade
Frequenz	90 Hz (im Bereich des Messrauschens)		
Dauer		0,8 s	25 ms
Geschwindigkeit	<20 arcmin/s	< 0.5 deg/s	< 100 deg/s
Konjugation	unkonjugiert	Konjugiert und unkonjugiert	konjugiert
Größe			<0,5 °, < 100 Photorezeptoren
Auftreten	gleichzeitig mit Drifts	gleichzeitig mit Tremor zwischen Mikrosakkaden	Korrektur von Drifts, willkürliche Unterdrückung ist möglich

Funktion	unbekannt	Vermeidung der neuronalen Adaption, Aufrechterhaltung des Stimulus	Rückstellung der Augenposition, Rolle bei Kontrastwahrnehmung, Aufmerksamkeit und Sehschärfe
Ursprung		Zentraler Ursprung nicht genauer bekannt	Colliculus superior, selbe Bahnen wie große Sakkaden

## 1.2 Kontrastwahrnehmung und Sehschärfe

Außer dass Fixationsaugenbewegungen das Ausbleichen („fading“) des Seheindrucks verhindern, verbessern sie die Kontrastwahrnehmung. Rucci et al (Nature 2007) haben das retinale Bild in den Perioden zwischen den Mikrosakkaden stabilisiert und untersucht, ob Proband\*innen verrauschte Gittermuster danach schlechter erkennen können. Dies war tatsächlich der Fall. Die Abnahme der Kontrastempfindlichkeit betraf nur Stimuli mit hohen Ortsfrequenzen, die zum Sehen von feinen Details wichtig sind (Rucci et al., 2007). Niederfrequente Stimuli waren nicht betroffen. Die Autor\*innen schlossen, dass die zeitliche Helligkeitsmodulationen, die durch Fixationsaugenbewegungen erzeugt werden, die Empfindlichkeit für hohe Ortsfrequenzen erhöhen. Aus dem gleichen Grund sollte auch die Sehschärfe während der Fixation verbessert werden. Diese Vermutung wurde erstmals 1969 aufgestellt (Cunitz and Steinman, 1969), jedoch wieder verworfen, als im Versuch mit hoher visomotorischer Anforderung und feiner Präzision Mikrosakkaden zunehmend unterdrückt wurden. Erst Intoy und Rucci (Poletti et al., 2020) zeigten, dass bei kontinuierlicher Messung der Augenposition und anschließender Stabilisierung der Bildbewegung auf der Retina die Sehschärfe um mehr als 0.15 logMar abfiel, also um zwei Zeilen pro Sehtafel („SnellenChart“).

Beim (virtuellen) Nadelöhr-Faden-Versuch zeigte sich eine rasche Abnahme der Mikrosakkaden, als der Faden immer näher zum Ohr geführt wird, jedoch wurden die Mikrosakkaden durchgängig genutzt, um das Bild richtig im Zentrum der Fovea zu platzieren (Rucci and Poletti, 2015). Hier kann die

Funktion der Mikrosakkaden mit der der großen Sakkaden verglichen werden, beide dienen unserer räumlichen Orientierung und Inspektion. Hafed et al (2009, 2018, 2021) und (Willeke et al., 2019) haben gezeigt, dass Mikrosakkaden nicht nur in ihrer Funktion den großen Sakkaden ähnlich sind, sondern auch in ihrer neuronalen Generierung. Im superioren Colliculus befindet sich eine „Sakkadenorientierungskarte“, die einen kontinuierlichen Übergang von normalen Sakkaden zu Mikrosakkaden aufweist (Hafed et al., 2009, Hafed, 2018). Dort gibt es Neurone, welche präexzitatorisch eine Erregung aufbauen bis zum sogenannten „burst“ zum Zeitpunkt der Mikrosakkade, vergleiche Abbildung 3.

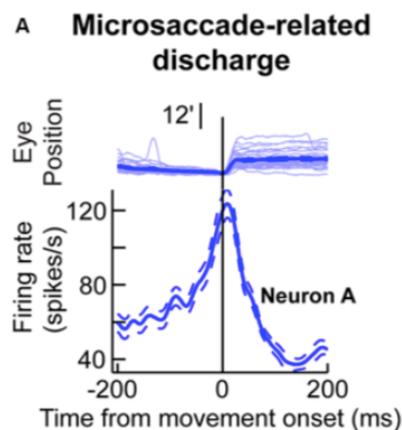


Abbildung 3: Erregungsaufbau sowie Höhepunkt zum Zeitpunkt der Mikrosakkade im Colliculus superior (Hafed et al., 2015)

Postmikrosakkadisch zeigt sich bereits erneut eine erhöhte Feuerungsrate auf dem LGN (lateral geniculate nucleus), V1, V2 und V4, dem frühen visuellen Kortex. Gegensätzlich hierzu zeigte sich eine verringerte Empfindlichkeit der visuellen Wahrnehmung für fast ~100 ms (Zuber and Stark, 1966, Hafed and Krauzlis, 2010, Tian and Chen, 2015, Hafed et al., 2015), was einer Korrelation mit der Aktivität des Colliculus superior entspricht.

Vor dem Einsetzen der Mikrosakkaden ist zudem die räumliche Wahrnehmung auf eine sehr spezifische Weise verändert: So werden foveale Reize

fälschlicherweise als exzentrischer wahrgenommen, während periphere Reize fovealer erscheinen, dieses Phänomen wird als "Kompression des Raums" bezeichnet (Hafed, 2013).

### **1.3 Räumliches Sehen**

Bei der Tiefenwahrnehmung lassen sich monokulare sowie binokulare Mechanismen unterscheiden. Zu den monokularen optischen Informationen gehören die perspektivische Verkürzung, die Wahrnehmung der Größe und Höhe basierend auf Erfahrung, die Bewegungsparallaxe, der Schattenwurf, die absolute Bewegungsgeschwindigkeit, sowie der „perspektivische Dunst“ (Kontrastabnahme von Objekten in der Ferne) (Behrends J, 2021). Viel höhere Tiefenauflösung erreicht man jedoch durch einen binokularen Mechanismus, die Stereopsis. Unsere Augen haben im Mittel einen Abstand von 65 mm bei Männern und 62 mm bei Frauen. Sie betrachten das fixierte Objekt deshalb unter leicht unterschiedlichen Seh winkeln. Dies bewirkt kleine Unterschiede in den Abbildungen auf den Netzhäuten beider Augen, die abhängig von der relativen Entfernung von Objekten in der Tiefe sind. Diese Unterschiede bezeichnet man als Querdiparität. Bereits im primären visuellen Cortex sind die meisten der binokularen Neurone diparitätssensitiv (Blakemore and Campbell, 1969). Die meisten bevorzugen Null-Diparität. Auch in den höheren kortikalen Arealen V2 und V3 sind einige Zellen diparitätsempfindlich. In den dorsalen Arealen für Bewegungssehen (Area MT und MST) haben viele der richtungssensitiven Neurone bevorzugte Sehentfernungen und antworten deshalb optimal auf Objekte in einer bestimmten Entfernung ( „tuned near“ oder „tuned far“ (Kandel, 2000).

Stereopsis entwickelt sich typischerweise ab dem 6. Lebensmonat (sobald binokulare Fixation möglich ist) und erreicht bereits bis zum 28. Lebensmonat ihre maximale Empfindlichkeit (Takai et al., 2005). Wenn bis zu diesem Alter zum Beispiel aufgrund von Augenfehlstellungen keine binokulare Fixation möglich war, kann sich Stereopsis nur noch sehr eingeschränkt entwickeln,

denn diese Sehfunktion kann sich, wie auch die Sehschärfe, nur in einer kritischen Phase der Entwicklung ausprägen.

Jeder Punkt im Gesichtsfeld, der sich in einer bestimmten Entfernung befindet, wird auf einer sogenannten korrespondierenden Netzhautstelle im jeweiligen Auge abgebildet. Für diesen Sehabstand liegen alle Punkte in gleicher Entfernung auf korrespondierenden Netzhautstellen, dem sogenannten Horopter. Liegt ein Punkt leicht außerhalb des „Sehkreises“ (Abbildung 4), liegt er nicht mehr auf korrespondierenden Netzhautstellen und ist im Auge nicht mehr deckungsgleich dargestellt. Dies sollte eigentlich zur Wahrnehmung von Doppelbildern führen (Diplopie), aber der visuelle Cortex besitzt eine gewisse Toleranz, auch nicht korrespondierende Bereiche zu fusionieren und benutzt die entstandene Disparität stattdessen zur Berechnung der Tiefe. Dadurch entsteht durch binokulare Fusion Tiefenwahrnehmung. Binokulare Fusion ist nur innerhalb des Panum-Areals möglich, der Bereich dicht vor oder hinter des Horopters (Burt and Julesz, 1980). Punkte, welche weiter entfernt liegen, werden als zwei getrennte Punkte wahrgenommen und können nicht mehr fusioniert werden. Punkte hinter dem Horopter werden in der nasalen Retina abgebildet, Punkte davor in der temporalen Retina.

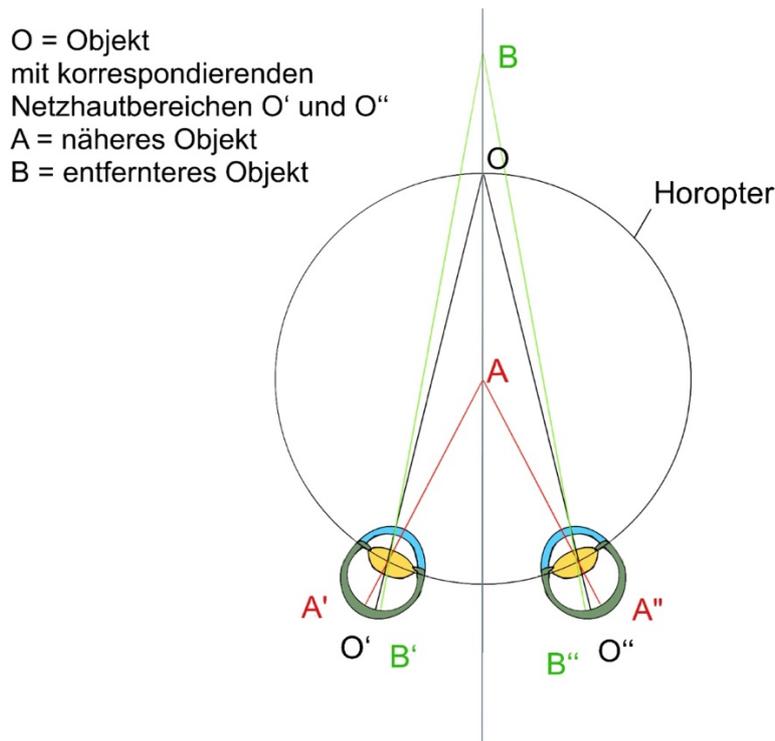


Abbildung 4: Stereoskopisches Sehen und Horopter

Es ist interessant, dass das Prinzip der Stereopsis weder von den Griechen des Altertums (Euclid, Archimedes), noch von den Erfindern des Mittelalters (Leonarda da Vinci), den Naturwissenschaftlern des 17. Jahrhunderts (Newton), oder den naturwissenschaftlich interessierten Geisteswissenschaftlern des 18. und 19. Jahrhunderts (Goethe) durchschaut wurde. Erst ein englischer Buchhändler und Naturforscher, Charles Wheatstone, nutzte die neu entwickelte Photographietechnik, um zwei Bilder von einer Szene aufzunehmen, mit leicht unterschiedlicher Kameraposition. Anschließend gelang es ihm, die zwei nebeneinander liegenden Bilder beim Betrachten zu fusionieren und Tiefeneindruck zu empfinden (Wheatstone, 1838).

Eine große Entdeckung war 1960, dass Stereovision keine Objekternennung voraussetzt. Bela Julesz (Julesz, 1964) hatte die Idee, computergenerierte Zufallsmuster zu testen. Wird jedem Auge das gleiche Muster angeboten, erfolgt Fusion und man sieht nur eine Tiefenebene mit eben diesem Muster. Wird aber nun ein Teil des Zufallsmusters seitlich versetzt (zum Beispiel ein quadratisches Segment, Abbildung 5), so interpretiert der visuelle Cortex dies

als Tiefe und man sieht ein Quadrat vor oder hinter der Referenzebene schweben.

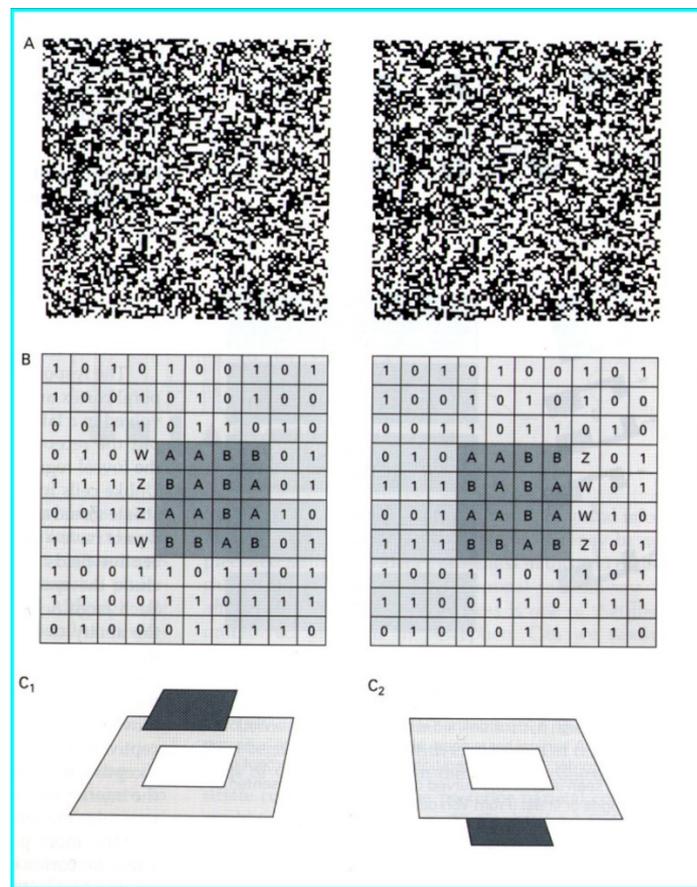


Abbildung 5: Nachweis, dass Stereovision keine Objekterkennung verlangt (Julesz, 1964). Wenn ein quadratisches Segment aus einem Zufallsmuster seitlich versetzt wird, wird die entstandene binokulare Querdisparität vom visuellen Cortex als Tiefe interpretiert. Das Quadrat scheint vor oder hinter der Referenzebene zu schweben (Bild aus (Kandel, 2000))

Mittels Stereopsis kann eine extreme Tiefenauflösung erreicht werden. Während die räumliche Auflösungsgrenze des Sehsystems (der minimal auflösbare Abstand zweier Punkte, „minimum separabile“) durch den Durchmesser einzelner Pixel (den Photorezeptoren in der Fovea) limitiert ist, können deutlich kleinere Disparitäten aus den binokularen Netzhautbildern extrahiert werden. Dies ist möglich, weil der visuelle Cortex die Verschiebung einer Kante durch Querdisparität durch Mittelung der Ausgänge vieler Photorezeptoren genauer ermitteln kann, als dies das Signal aus einem einzelnen Rezeptor zulassen würde. Stereopsis stellt deshalb eine

„Übersehschärfe“ dar („hyperacuity“), so wie die sogenannte „Vernier acuity“, der der seitliche Versatz einer durchgehenden Linie erkannt wird, selbst wenn der Satz nur im Bereich von Winkelsekunden liegt (Poggio et al., 1992). Normwerte für Stereosehschärfe beim Menschen liegen bei etwa 20 arcsec (0.33 arcmin) mit einer Standardabweichung von 10 arcsec (Kromeier et al., 2003).

Die Autor\*innen fanden bei 8 Proband\*innen eine Stereoschwelle von nur 10 arcsec. Mit einer Stereosehschärfe von 10 arcsec kann bei einem Augenabstand von 65 mm und einem Abstand der Betrachtungsebene von 30 cm noch ein Tiefenunterschied von nur 0.136 mm aufgelöst werden. Dabei beträgt die Querdisparität in der Betrachtungsebene nur 0.0145 mm, also nicht wesentlich mehr als ein hundertstel Millimeter (Kromeier et al., 2003).

Da die Photorezeptoren im Zentrum der Fovea einen Durchmesser von etwa 2  $\mu\text{m}$  haben (was auch die retinale Auflösung auf etwa 0.5-1.0 arcmin beschränkt), können Disparitäten aufgelöst werden, die um einen Faktor 6 geringer sind. Die laterale Auflösung allein aufgrund der normalen Sehschärfe läge dagegen bei etwa 0.1 mm, gemessen auf 30 cm Abstand. Bei Betrachtung dieser enormen Tiefenauflösung bleibt die Frage, ob und wie sie von Fixationsaugenbewegungen beeinflusst werden könnte. Es wurde zwar bereits von anderen Autor\*innen vermutet, dass Fixationsaugenbewegungen auch die Tiefenwahrnehmung verbessern könnten, aber das wurde bisher nie gezeigt, wohl weil es experimentell eine Herausforderung darstellt.

#### **1.4 Blickfixierende Untersuchungsmethode**

Um den Einfluss der retinalen Bildbewegung, ausgelöst durch Fixationsaugenbewegungen, auf die Wahrnehmung zu untersuchen, ist es nötig, die Bilder auf der Netzhaut ortsfest zu stabilisieren. Dies war früher nur auf eine sehr invasive Weise möglich. Yarbus (1967) machte das Bild auf der Netzhaut von den Augenbewegungen unabhängig, indem das Fixationsziel direkt auf einer Kontaktlinse mit Hilfe der Saugnapftechnik angebracht wurde (Yarbus, 1967, Martinez-Conde et al., 2004), illustriert in Abbildung 6.

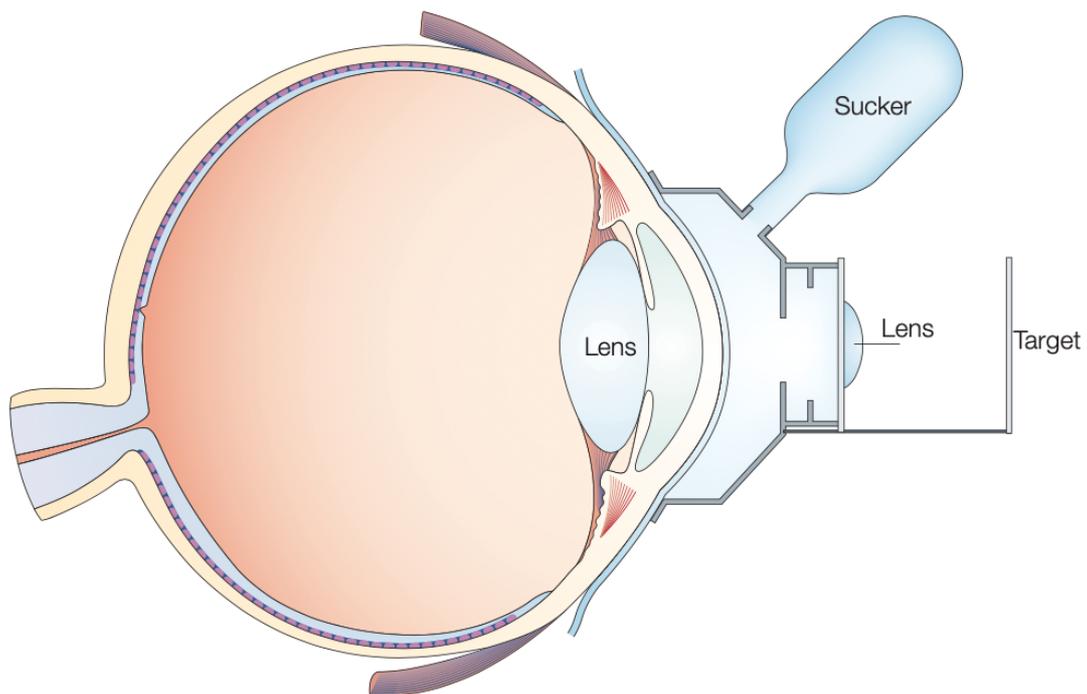


Abbildung 6: Blickstabilisierende Darbietung von Reizen nach Yarbus 1967 nach Martinez-Conde 2004

Die Kontaktlinse wurde durch eine Unterdruckvorrichtung an der Kornea festgesaugt. An der Kontaktlinse befestigt war auch eine kurzbrennweitige Linse, in deren Fernpunkt ein Sehtarget fixiert war, wann dann ohne Akkommodation betrachtet werden konnte (Abbildung 6). Da sich der gesamte Aufbau mit dem Auge bewegte, war das Bild auf der Netzhaut stabilisiert. Der Versuchsansatz hat jedoch seine Probleme. Die Mechanik der Augenbewegungen war wegen der unterschiedlichen Massen verändert und durch das Ansaugen der Vorrichtung änderte sich wahrscheinlich der Augeninnendruck und damit eventuell auch Netzhautfunktion und Seheindruck. Das Ausbleichen des Bildes („fading“), was von den Proband\*innen dann auch beobachtet wurde, könnte zumindest teilweise auch auf den erhöhten Augeninnendruck zurückgehen.

Das von Yarbus (1967) benutzte Verfahren wird deshalb heute nicht mehr eingesetzt. Stattdessen nutzt man die Vorteile von schnellen „Video Eye Trackern“ (Geräte zur kontinuierlichen Messung der Blickrichtung). Damit können Augenpositionen in Echtzeit gemessen und das Sehtarget auf dem

Computerbildschirm mit der Augenposition mitgeführt werden. Hier wurde ein neuer, in unserem Labor entwickelter, Eye Tracker eingesetzt (Ivanchenko et al., 2021), um dieser Frage nachzugehen. Dieser Eye Tracker ist leicht zu bedienen, arbeitet nicht invasiv und ist bei sorgfältiger Eichung und Positionierung der Proband\*innen mit Präzision und Messgenauigkeit sehr viel teurerer Eye Tracker zu vergleichen (z.B. EyeLink 1000 Plus; SR Research, Ottawa, Ontario, Canada; beschrieben in (Ivanchenko et al., 2021)). In der vorliegenden Arbeit wurden zum ersten Mal die Bilder auf der Netzhaut beider Augen gleichzeitig stabilisiert und danach die Tiefenwahrnehmung untersucht. Dabei wurden Anaglyphenbrillen verwendet, um den Seheindruck beider Augen zu trennen. Glücklicherweise sind diese Brillen durchlässig für das Infrarotlicht, welches der Eye Tracker verwendet (Gipfel bei 850 nm), sodass beide Augen gleichzeitig kalibriert und gemessen werden konnten.

## **1.5 Fragestellung**

Dass Fixationsaugenbewegungen einen Einfluss auf das Stereosehen haben, konnte bis jetzt nur angenommen werden, jedoch aufgrund hoher technischer Herausforderung nie richtig untersucht. In meiner Arbeit habe ich dazu folgende Fragen untersucht:

- (1) Wie tolerant ist die menschliche Tiefenwahrnehmung gegenüber schnellen und zufälligen Verschiebungen der retinalen Bilder in beiden Augen, ähnlich wie sie durch Fixationsaugenbewegungen erfolgen?
- (2) Macht es einen Unterschied, wenn die Abbildungen auf der Netzhaut kohärent verschoben werden, zufällig und unabhängig in beiden Augen, oder zufällig in beiden Augen mit zusätzlicher Spiegelsymmetrie?
- (3) Welche Verwackelungsamplituden werden von Proband\*innen noch toleriert, und wie groß sind die akzeptierten Verwackelungsamplituden im Vergleich zu den Amplituden, die von echten Fixationsaugenbewegungen herrühren?

- (4) Sind die maximal akzeptierten Verwackelungsamplituden abhängig von der Größe der Disparität?
- (5) Wie ändert sich die Tiefenwahrnehmung, wenn die Abbildungen auf der Netzhaut stabilisiert werden?

In allen Experimenten habe ich Zufallsstereogramme nach Bela Julesz (1960) verwendet, da sich damit die objektunabhängige Stereosehschärfe messen lässt und die Reizkonfiguration besser definier werden können.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Probandinnen und Probanden**

In den Versuchen untersuchte ich fünf Probandinnen und sechs Probanden ( $N = 11$ ) unterschiedlichen Alters ( $M = 31.45$ ,  $SD = 12.33$ ), welche aus dem studentischen, sowie dem Arbeitsumfeld rekrutiert wurden. Die Proband\*innen hatten nach eigenen Angaben normale Tiefenwahrnehmung und wiesen keine okuläre Pathologien auf, mit Ausnahme von korrigierbaren Refraktionsfehlern. Die mittlere Myopie bei 4 myopen Proband\*innen lag (entsprechend Brillenrezept) bei  $-1.86$  dpt ( $SD 3.03$ ) rechts und  $-1.82$  dpt ( $SD 2.88$ ) links. Die höchste Myopie lag bei einer Proband\*in bei  $-9.0$  dpt (Abbildung 7). Nach eigenen Angaben emmetrope Personen sind in Abbildung 7 mit der Refraktion NULL angegeben, da deren genaue Refraktionswerte nicht bestimmt wurden. Fehlsichtigkeiten wurde mittels Brille oder Kontaktlinsen vollständig korrigiert. Jede Versuchsperson erfuhr vor den Experimenten eine ausführliche Aufklärung und willigte nach eingehenden Gesprächen unentgeltlich in die Versuche ein. Zudem erhielt jede Person eine Kopie der Einwilligungserklärung.

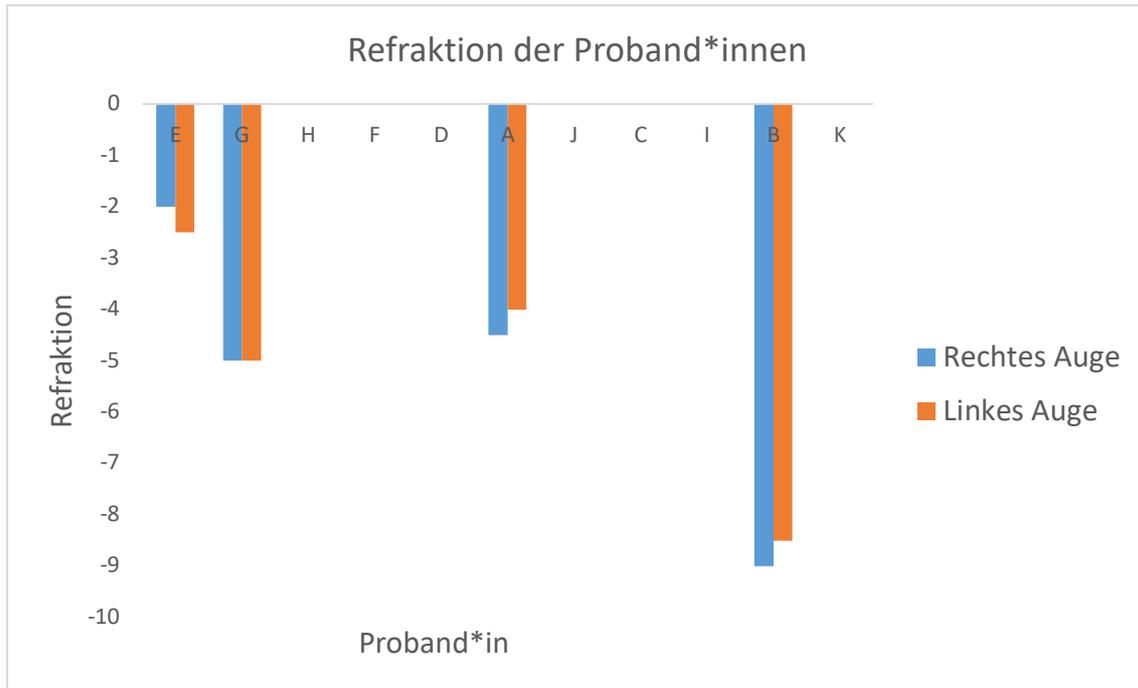


Abbildung 7: Refraktionen (sphärische Äquivalente) der 11 Versuchsteilnehmenden. Die nach eigenen Angaben emmetropen Probanden sind in der Abbildung mit der Refraktion NULL angegeben, da deren Refraktionswerte nicht bestimmt wurden.

## 2.2 Ethikantrag

Die Experimente wurden durch den Ethikantrag mit der Projektnummer 573/2020BO an die Ethikkommission der medizinischen Fakultät genehmigt.

## 2.3 Versuchsdauer- und ablauf

Insgesamt dauerten die drei Versuche pro Versuchsperson 45-60 Minuten. Nach Aufklärung und Einwilligung wurden die drei Experimente nacheinander in einer Sitzung durchgeführt. Eine Pause konnte jederzeit eingefordert werden.

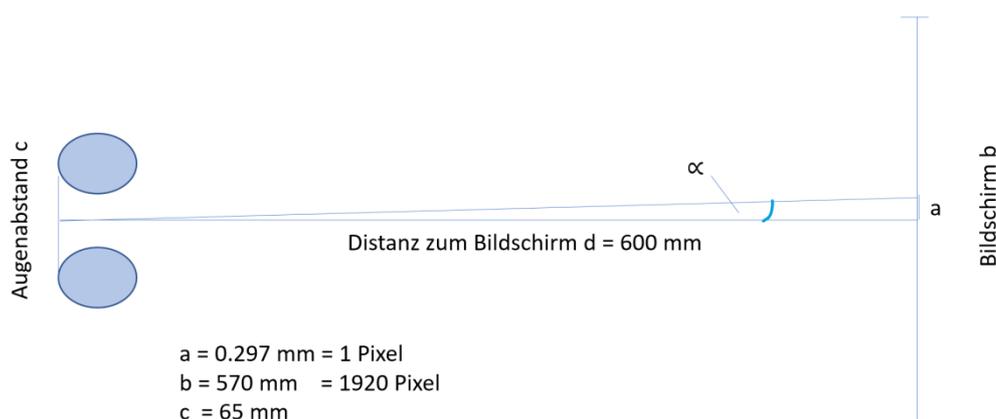
## 2.4 Julesz-Stereogramme

Ein großer Vorteil von Zufallsmustern nach Julesz (Julesz, 1964) ist, dass keine anderen Tiefenreize zur Verfügung stehen, als die Disparität. Um Disparitäten einschließlich deren Vorzeichen zu extrahieren, muss die Versuchsperson zur binokularen Fusion durch die Anaglyphenbrille in der Lage sein. Damit können

störende Einflüsse von anderen, oben genannten, Tiefenreize komplett ausgeschlossen werden.

## 2.5 Versuchsaufbau

Für die Versuche verwendete ich einen Bildschirm mit einer Auflösung von 1920 x 1080 Pixel (Full HD), mit einer Größe von 570 x 320 mm. Damit hatte ein Pixel einen Durchmesser von 0.297 mm. Der Bildschirm war für die Spieleindustrie entwickelt worden und erreichte eine erhöhte Bildwiederholrate von 240 Hz. Die maximal erreichbare Luminanz lag bei 300 cd/m<sup>2</sup>. Die Versuchspersonen saßen in einem Abstand von 600 mm zum Bildschirm. Aus dieser Entfernung erschien ein Pixel unter einem Sehwinkel von 0.0284° oder 1.7 arcmin. Damit wird bereits klar, dass die kleinste darstellbare Disparität in den Zufallsmustern 1.7 arcmin betrug, also etwa einen Faktor 10 über der in der Literatur beschriebenen Schwelle für die Wahrnehmung von Disparitäten (10 arcsec oder 0.17 arcmin; siehe Einleitung). Da der Eye Tracker jedoch diese Geometrie für den Versuchsaufbau verlangte, und alle Messungen unter gleichen Bedingungen gemacht werden sollten, wurde die einzige Möglichkeit, kleiner Disparitäten durch größerer Sehentfernungen darzustellen, nicht in Betracht gezogen.



$$\alpha = \arctan \frac{0.297 \text{ mm}}{600 \text{ mm}} = 0.0284^\circ = 1.70 \text{ arcmin}$$

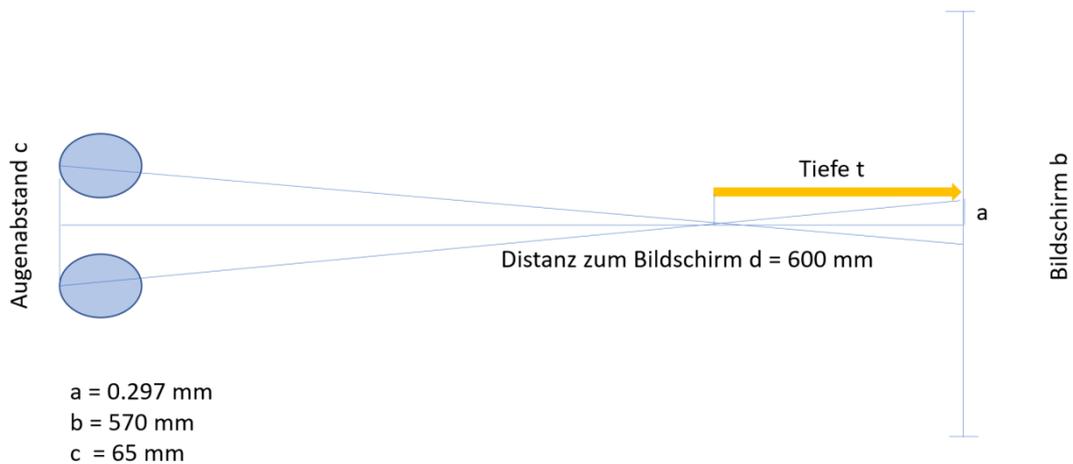


Abbildung 8: Geometrie zur Berechnung von Tiefen aus der Disparität

Da die erzeugte Tiefenwahrnehmung  $\ll$  600 mm:

$$\frac{600 \text{ mm} - \text{Tiefe}}{32.5 \text{ mm}} = \frac{\text{Tiefe}}{0.297 \text{ mm}} \rightarrow \frac{600 \text{ mm}}{32.5 \text{ mm}} = \frac{\text{Tiefe}}{0.297 \text{ mm}}$$

$$\text{Tiefe} = 18.46 * 0.297 \text{ mm} = 5.48 \text{ mm}$$

Somit sieht man das Quadrat mit der kleinstmöglichen Disparität von einem Pixel um 5.48 mm vor oder hinter der Referenzebene. Näherungsweise lässt sich die wahrgenommene Tiefe einfach mit folgender Formel abschätzen:

$$\text{Tiefe } t = \text{Disparität } x * 18.46$$

Bei der Darstellung der Messergebnisse werden unten alle Messergebnisse in Grad (oder Winkelminuten) angegeben.

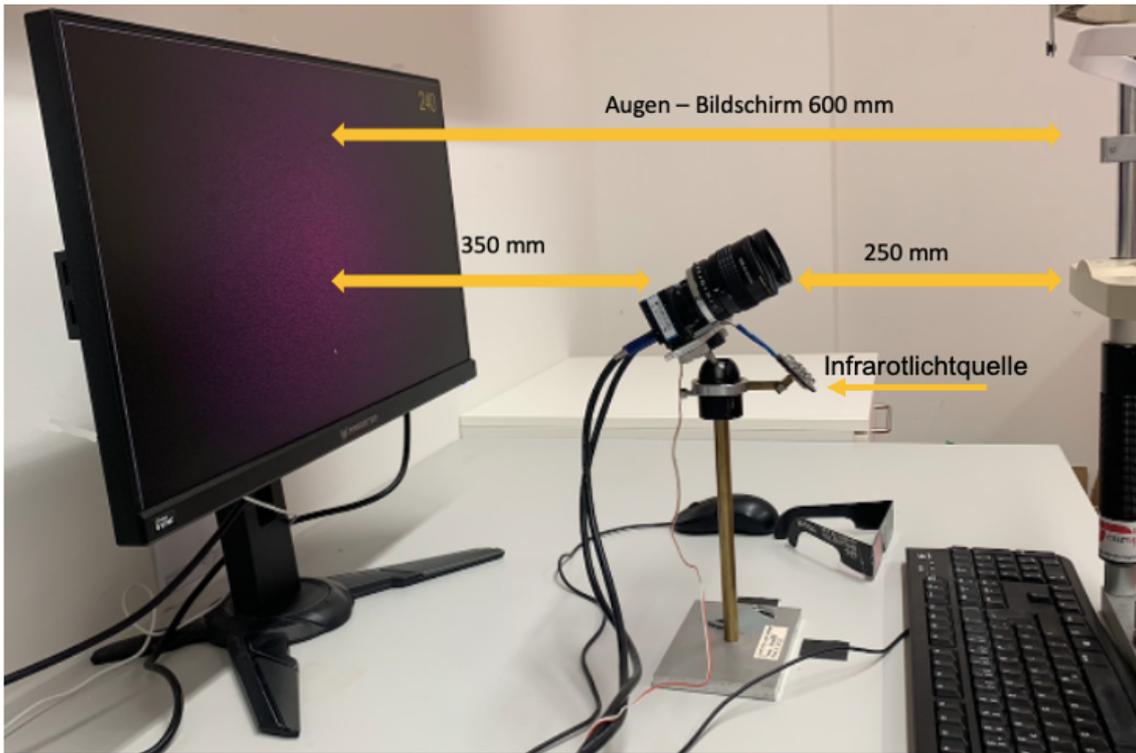


Abbildung 9: Versuchsaufbau mit Bildschirm, Kamera, Infrarotlichtquelle, Infrarotlichtquelle und Kinnstütze

## 2.6 Anaglyphenbrille

Um ein Stereosehen zu ermöglichen, muss jedes Auge ein anderes Bild sehen. Deshalb wurden in allen Versuchen Farbfilterbrillen (Anaglyphenbrillen) verwendet. Diese sind kommerziell erhältlich (z.B. unter <https://www.perspektrum.de/p/anaglyphen-3-d-brille-rot-gruen-pappe>).

Die Farbfilter ermöglichen eine Bildtrennung für jedes Auge. Dazu werden die Zufallsmuster auf dem Schirm schnell alternierend (mit etwas über 60 Hz) entweder in Rosa oder in Grün gezeigt, so dass jedes Auge nur eines der beiden Muster sehen kann (Rollmann, 1853). Interokulare Fusion war bei der Frequenz problemlos und mit sah ein gelblich erscheinendes, stabiles Muster mit der erwünschten Tiefenwahrnehmung.

## **2.7 Programmierung und Versuchsdurchführung**

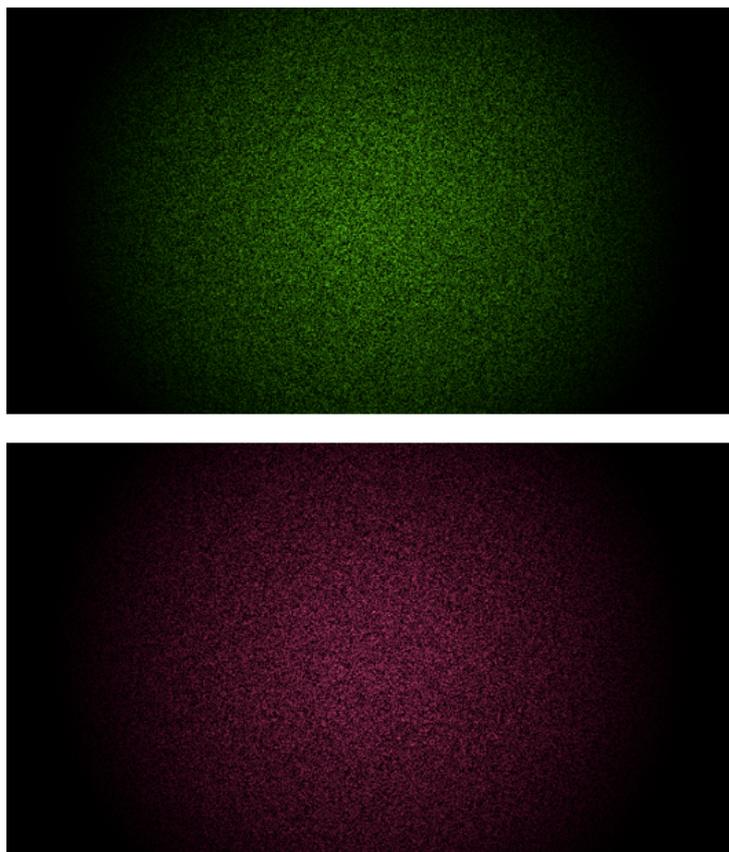
### **2.7.1 Beschreibung der Software zur Darstellung von Stereogrammen mit Zufallsmustern**

Im Gegensatz zu früheren, im Labor entwickelten Programmversionen, in denen kleinere Felder mit Zufallsmustern jeweils direkt vor der Darstellung auf dem Computerschirm berechnet wurden (F Schaeffel, 2012), wurden die hochauflösten Muster in der gegenwärtigen Programmversion zuvor durch ein anderes Programm vorberechnet. Dies wurde nötig, weil eine Echtzeitberechnung zu langsam war, um 1920 x 1080 Bildpunkte in Echtzeit zu berechnen und mit (mindestens) 60 Hz auf dem Computerschirm darzustellen.

### **2.7.2 Vorberechnung von Julesz-Stereogrammen und Export der Teilbilder als BMP-Dateien**

Mittels der rand() -Funktion in C++ ließen sich bei Aufruf zufällige Werte zwischen 0 und 32768 ( $=2^{15}$ ) erzeugen. Dabei war es wichtig, dass man den Startwert für die rand() Funktion zufällig variiert. Dies konnte erreicht werden, indem man z.B. die Computerzeit, die sich laufend ändert, als Ausgangswert nahm. Im zweiten Schritt wurden alle Werte unterhalb von 16384 auf 0 gesetzt, und alle Werte über 16384 auf 255. Somit konnte man zufällige Sequenzen von weißen und schwarzen Pixeln generieren. Für die benötigten Stereogramme wurden jedoch statt weißer Pixel rote oder grüne Pixel nötig. Es wurde deshalb zunächst bestimmt, welche Farbe durch die rote Folie der Anaglyphenbrille am hellsten gesehen und von der grünen Folie vollständig blockiert wurde. Dies entsprach dem RGB-Wert (252, 0, 131). Dagegen wurde die Farbe RGB (0, 252, 13) durch die rote Folie blockiert. Daraufhin wurden Zufallsmuster für ein Bildformat von 1920x1080 Pixel generiert („full HD“). Im Zentrum fügten wir quadratische Felder mit einer Kantenlänge von 90 Pixeln ein, die ebenfalls Zufallsmuster enthielten. Diese zentralen Felder wurden in roten und grünen Zufallsmustern spiegelsymmetrisch um 1, 2, 3 oder -1, -2 oder -3 Pixel lateral versetzt, um bei anschließender Betrachtung der Teilbilder für die Betrachter\*in Disparitäten zu erzeugen, je nach nasaler oder temporaler Querdisparität im

Hintergrund oder im Vordergrund. Ein Problem dabei war, dass wir aufgrund der Zufallsgenerierung in aufeinanderfolgenden Bildern nicht zweimal das gleiche Muster erzeugen konnten, dies aber für die binokulare Fusionierung durch die Proband\*in bei der anschließenden Präsentation natürlich Bedingung war. Deshalb mussten beide Muster in einem Schritt, unter Nutzung der gleichen Zufallssequenz, generiert werden und konnten erst anschließend getrennt werden. Schließlich versahen wir die hergestellten BMP-Bilddateien im Programm „Adobe Photoshop 5.5“ mit einer ringförmigen schwarzen Blende mit stark tiefpassgefiltertem Rand (Abbildung 10). Dies war erforderlich, um auszuschließen, dass die Proband\*innen den Bildrand als Referenz für die Position des zentralen Quadrats benutzen konnten.



*Abbildung 10: Die mit Software generierten Punktezufallsmuster in rot und grün. Sie wurden auf dem Bildschirm mit > 60 Hz alternierend dargestellt. Die Proband\*in trug dabei eine Anaglyphenbrille, so dass das linke Auge nur das rote Muster sah, das rechte nur das Grüne. Im Zentrum des Musters befindet sich ein 90 x 90 Pixel großes Quadrat, das in jedem Auge um 1 Pixel nach lateral versetzt ist, eine Disparität erzeugt und damit eine Tiefenwahrnehmung*

Die Reizdarbietung ist illustriert in Abbildung 11 (allerdings ist hier ein früher verwendetes Muster ohne die schwarze diffuse Randblende gezeigt).

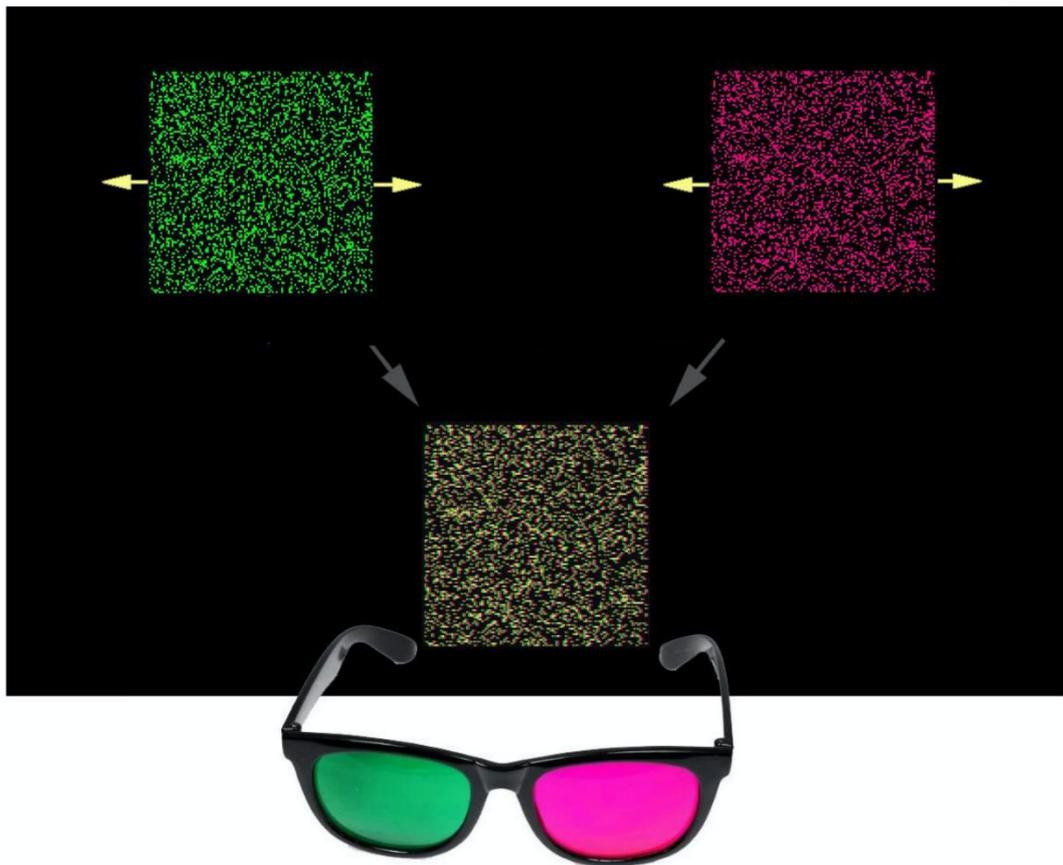


Abbildung 11: Illustration der Reizdarbietung. Die zwei Zufallsmuster wurden alternierend gezeigt mit  $> 60$  Hz. Nach binokularer Fusion erschien das Muster gelblich und zeigte im Zentrum ein Quadrat, das vor oder hinter der Referenzebene schwebt. Diese Wahrnehmung blieb erhalten, wenn das rote und das grüne Muster gegeneinander zufällig verwickelt wurden, mit erstaunlicher Stabilität selbst bei hohen Amplituden

### **2.7.3 Nutzung der Rot/Grün-Teilbilddateien zur Messung der Stereovision bei Verwackelung**

Beim Starten des eigentlichen Programms zur Messung der Verwackelungstoleranz legten wir die vorberechneten BMP-Bilder zunächst im Arbeitsspeicher ab, von wo sie mit 60 Hz abgerufen und alternierend auf dem Computerschirm dargestellt werden konnten. Da die Zufallsmuster bis auf ein kleines quadratisches Feld im Zentrum identisch waren, erfolgt bei abwechselnder Darstellung beider Bilder Fusion, und die Beobachter\*innen waren in der Lage, ein einheitliches gelbliches Bild zu sehen. Da das kleine

quadratische Feld im Zentrum jedoch um 1, 2 oder 3 Pixel nach innen (nasal) oder außen (temporal) versetzt wurde, führte diese Disparität dazu, dass das zentrale Quadrat entweder vor (bei Versatz nach innen) oder hinter der Ebene des Zufallsmusters wahrgenommen wurde (bei Versatz nach außen). Dabei konnte im Programm ausgewählt werden, ob Disparitäten von einem Pixel in jedem Teilbild, oder 2 oder 3 Pixel getestet wurden (Wahl (1), (2) oder (3) auf der Tastatur).

Da wir Software entwickelten, um die Toleranz der Proband\*innen gegen zufällige Verwackelung der Zufallsmuster zu quantifizieren, wurde mittels der Zufallsvariablen `rand()` in C++ bei jeder einzelnen Darstellung eines Musters ein zufälliger seitlicher Versatz erzeugt (`x_offset1` und `x_offset2`).

```
x_offset1 = (int)(rand()/pow((float)2,(float)amplitude));
```

```
x_offset2 = (int)(rand()/pow((float)2,(float)amplitude));
```

Weil die Zufallsvariable alle Werte zwischen Null und der einstellbaren oberen Grenze mit der gleichen Wahrscheinlichkeit ausgab, war jeder Verwackelungsschritt gleich wahrscheinlich. Die Variable "amplitude" war einstellbar und bestimmte die maximal mögliche Verwackelungsamplitude. Drei mögliche Verwackelungsarten konnten eingestellt werden: Wahl (4) auf der Tastatur - parallele Verwackelung beider Bilder in der gleichen Richtung und mit dem gleichen offset (`x_offset1 = x_offset2`), Wahl (5) - unabhängige Verwackelung beider Bilder (`x_offset1` und `x_offset2` wurden unabhängig bestimmt), Wahl (6) - unabhängige Verwackelung beider Bilder, aber mit gespiegeltem Vorzeichen. (4) stellte kohärente Verwackelung dar, (5) und (6) inkohärente Verwackelung. Die Muster wurden nur horizontal gegeneinander verwackelt und nicht vertikal, da die Toleranz des Menschen für vertikale Disparitäten sehr gering ist und zusätzliche vertikale Verwackelung das Experiment für die Proband\*innen deutlich schwieriger machten.

Das Ziel dieser Software-Entwicklung war es, herauszufinden, wieviel Verwackelung Proband\*innen tolerieren, bevor eine Tiefenwahrnehmung nicht mehr möglich ist. Dafür können Proband\*innen befragt werden, ob sie das zentrale Quadrat vor oder hinter der Ebene des Zufallsmuster wahrnahmen, während die zwei Musterversionen mit zunehmender Amplitude gegeneinander verwackelt wurden. Ich als Versuchsleiterin konnte die Verwackelungsamplitude variieren und die Anzahl der falschen Antworten registrieren.

Um die Messungen zu standardisieren und objektivieren, automatisierten wir das Verfahren mittels eines „Staircase“-Verfahrens („Two-alternative forced choice (2AFC) staircase procedure“, 2AFC). Hierzu wurde wiederum die Zufallsvariable `rnd()` verwendet, um beim Start des Programms eine zufällige Sequenz von -1 oder +1 in ein Array abzulegen. Zufälligkeit wurde gewährleistet, in dem der Startwert der `rnd()` Funktion durch Abfrage der Computerzeit zufällig verändert wurde. Dieses Array wurde dann benutzt, um das zentrale Quadrat im Zufallsmuster zufällig vor oder hinter der Referenzebene erscheinen zu lassen. Die Proband\*innen entschieden selbstständig über die Pfeiltasten der Tastatur, ob sie das Muster vorne oder hinten sahen. Nach dieser Angabe erschien das nächste Muster. Die Verwackelungsamplitude vergrößerte sich bei richtiger Angabe der Tiefenwahrnehmung um jeweils 1.25-fach, bei falscher Angabe verkleinerte sie sich wiederum um 1.75-fach. Ein Zeitlimit war nicht gesetzt. Durch dieses iterative Verfahren wurde bei 50 Wiederholungen die maximal tolerierte Verwackelungsamplitude bestimmt. Da sich die Amplituden mit 60 Hz zufällig veränderten, wurden die Mittelwerte von 100 Einzelbildern gemittelt und dieser Werte als Maß für die Verwackelung verwendet. Um in allen Fällen einen Wert für die relative Verwackelung zwischen beiden Augen zu erhalten, definierten wir Verwackelung als:

$$\text{mittlere Verwackelung} = \sqrt{\text{Verwackelung\_links}^2 + \text{Verwackelung\_rechts}^2}$$

Um einen abschließenden Wert für die maximal tolerierte Verwackelung zu bestimmen, wurden Verwackelungsamplituden bei allen korrekten Antworten sortiert. Die 5 größten noch akzeptierten Amplituden, bei denen noch korrekte Antworten gegeben wurden, mittelten wir und bestimmten die Standardabweichungen. In der abschließenden Graphik, die durch die Software ausgegeben wurde, sah man die Verwackelungsamplituden auf der y-Achse, und die Nummer des Versuches auf der x-Achse (welche auch die Zeitachse darstellt). Nur korrekte Antworten wurden als Datenpunkt gezeigt. Man sah, dass die Verwackelungsamplituden mit der Zeit zunehmen, jede Versuchsperson jedoch einen eigenen typischen Wert für die akzeptierte Verwackelung erhielt. Die Messungen wurden für jede Proband\*in drei Mal wiederholt, um Lerneffekte auszuschließen und die Varianz abzuschätzen.

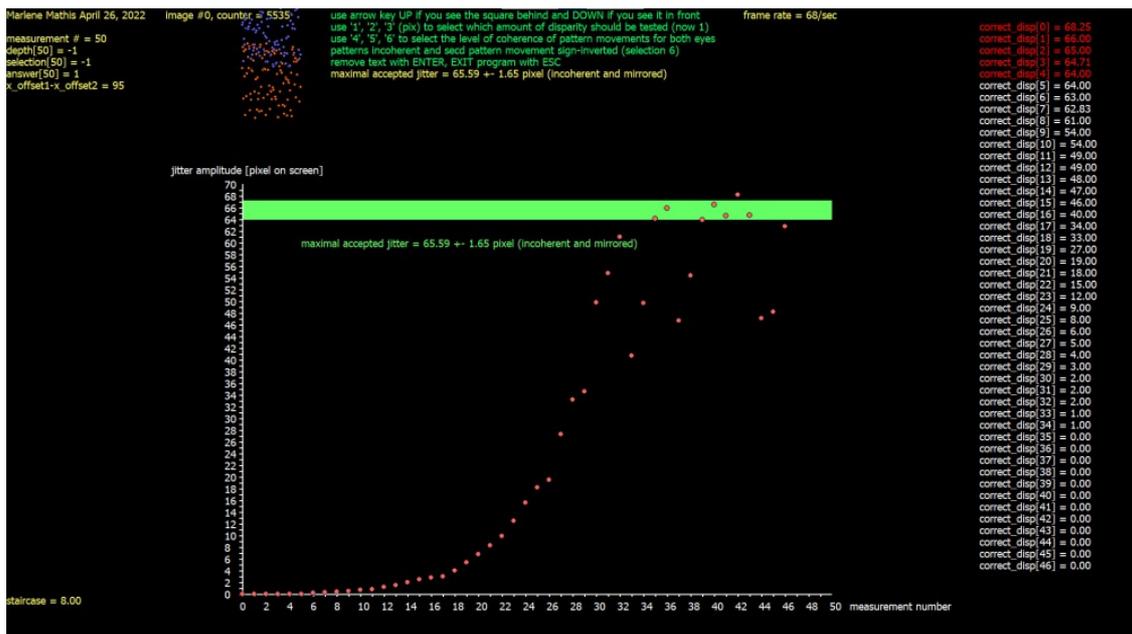


Abbildung 12: Bildschirmfoto der Software nach Beendigung der Bestimmung der Verwackelungstoleranz bei einer Proband\*in. Die roten Punkte stellen die Verwackelungslevel („jitter amplitudes“) dar, bei denen die Vorzeichen der Disparitäten korrekt erkannt wurden. Aufgrund des „staircase“-Verfahrens wurden die Verwackelungsamplituden nach korrekter Wahl mit der Zeit (x-Achse, „measurement number“) immer weiter erhöht, bis ein Fehler beim Erkennen der Disparitäten gemacht wurde. Danach wurde die Verwackelungsamplitude reduziert, um anschließend bei korrekter Wahl erneut anzusteigen. Das Experiment wurde mit Auswahl 6 durchgeführt (inkohärente Verwackelung in beiden Augen, und spiegelsymmetrische Bewegungsrichtungen). Die 5 höchsten Verwackelungsamplituden, bei denen noch korrekte Auswahl erfolgte (dargestellt in Rot, oben rechts), wurden gemittelt und lieferten die „maximale Verwackelungstoleranz“, hier  $65.59 \pm 1.65$  Pixel

Eine zentrale Frage dieser Arbeit war, welche Verwackelungsamplituden durch Fixationsaugenbewegungen entstehen, und ob diese eventuell für Tiefenwahrnehmung kritisch werden können. Aus diesem Grunde erweiterten wir die Software, sodass auch „echte“ Fixationsaugenbewegungen eingelesen werden konnten. Proband\*innen fixierten hierfür einen Punkt im Zentrum des Computerschirms und die Augenpositionen wurden für einige Zeit aufgezeichnet. Hierfür verwendete ich den im Labor entwickelten binokularen Eye Tracker der den Abstand vom Zentrum des ersten Purkinjebildes zum Pupillenzentrum auswertet (Ivanchenko et al., 2021). Bildaufnahme und Verarbeitung erfolgten mit etwa 400 Hz. Der verwendete Computerschirm hatte eine Bildwiederholrate von 240 Hz, sodass blickstabilisierte Darstellung des Bildes auf der Netzhaut möglich war („gaze-contingent presentation“). Die Software liefert ASCII Dateien, in denen Pupillengrößen, Augenpositionen und Vergenz mit 400 Hz als Funktion der Zeit ausgegeben wurden. Nur Daten von Augenbewegungen in der horizontalen Richtung wurden genutzt. Bei Wahl (7) im Programm wurden die Augenbewegungsdaten aus der Datei eingelesen, auf die Blickposition Null (Schirmmitte) normiert und konnten nun benutzt werden, um Bewegungen der Stereogramme durch Fixationsaugenbewegungen zu simulieren. Anschließend wurden die Verwackelungstoleranzen für die Tiefenwahrnehmung bestimmt, dieses Mal aber nicht mit einem „staircase“-Verfahren, sondern einfach durch wiederholte Abfrage der Tiefenwahrnehmungen bei simulierten Fixationsaugenbewegungen.

#### ***2.7.4 Messung der Stereovision unter blickstabilisierenden Bedingungen***

In dieser Arbeit wurden erstmals Bilder auf der Retina beider Augen gleichzeitig getrennt voneinander stabilisiert, und damit der Einfluss auf die Stereosehschärfe untersucht. Mit dem im Labor entwickelten Eye Tracker (Ivanchenko et al., 2021) war sowohl die binokulare Eichung mit Anaglyphenbrille möglich, als auch die anschließende Messung der Stereopsis. Damit war beidseitig blickstabilisierte Abbildung auf der Retina möglich. In diesem Fall konnte das Sehsystem nicht auf Informationen aus der retinalen

Bildbewegung zurückgreifen. Um eine rauschfreie Blickverfolgung zu ermöglichen, wurde eine Kinnstütze verwendet, die jedoch zwei zusätzliche Fixationsschrauben an der seitlichen Stirn hatte, um laterale Kopfbewegungen zu blockieren. Vor jedem Versuch wurde die Versuchsperson individuell durch Anpassung der Kinnstütze sowie durch die Ausrichtung der Kameras für die Messung eingestellt. Gute Messgenauigkeit wurde durch sorgfältige Kalibrierung gewährleistet, welche der Eye Tracker durch automatisch abgefragte Augenstellungen bei der Fixation von fünf Kalibrierungspunkten vor jeder Messung durchführte. Diese Kalibrierung konnte im laufenden Experiment jederzeit wiederholt werden, indem man die ENTER-Taste drückte. Rekalibrierung erfolgte, sobald die Proband\*in eine Kopfbewegung gemacht hatte, oder die Pupillendetektion unsicher erschien.

Der Kalibrierungsvorgang ist illustriert in Abbildung 13. Auf den Schirm wurden auch alle für die Messgenauigkeit relevanten Parameter ausgegangen, wie Position der Pupillenmitten und deren laufende Standardabweichungen aus den letzten 25 Messungen, sowie die Positionen der ersten Purkinjebilder. Es wurde eine kontinuierliche automatisierte Rauschanalyse durchgeführt („noise analysis“), und zwar einmal aus den Varianzen der Pupillenmitten und Purkinjebilder, und zusätzlich auf der laufenden Augenpositionsspur. Da 25 Messungen in 1/16 Sekunde ausgeführt wurden, basiert diese Varianz auf Pixelrauschen und nicht auf Änderungen der Augenposition in dieser Zeit, sondern wirklich auf der Videobildverarbeitung. Die Auflösung des Eye Trackers lag dann zwischen 1.5 und 3 arcmin, also nahe dem Durchmesser eines Photorezeptors.



Abbildung 13: Bildschirmfoto vom Programm des Eye Trackers während der Eichung. Die Proband\*in muss nacheinander rote Punkte über den gelebten Zahlen in der Mitte des Videobildes betrachten. Wenn die Augenposition eine laufende Standardabweichung von 0,5 Grad haben, nimmt die Software Fixation an und speichert die Position von Pupillenmitte, erstem Purkinjebild und deren Abstand einschließlich der Richtung. Der Fixationspunkt wird grün und die Proband\*in muss die nächste Zahl betrachten. Anschließend ist das System geeicht und die Blickrichtung beider Augen kann zur Kontrolle auf den Schirm zurückgeschrieben werden – oder auf dem Schirm blickstabilisierte Bilder anzeigen

Das Ergebnis des Kalibrierungsvorganges ist illustriert in Abbildung 14. Die Software illustrierte auch die Linearität der Eichung, indem die an den für die Fixationspunkte gemessenen Augenpositionen angezeigt wurden.

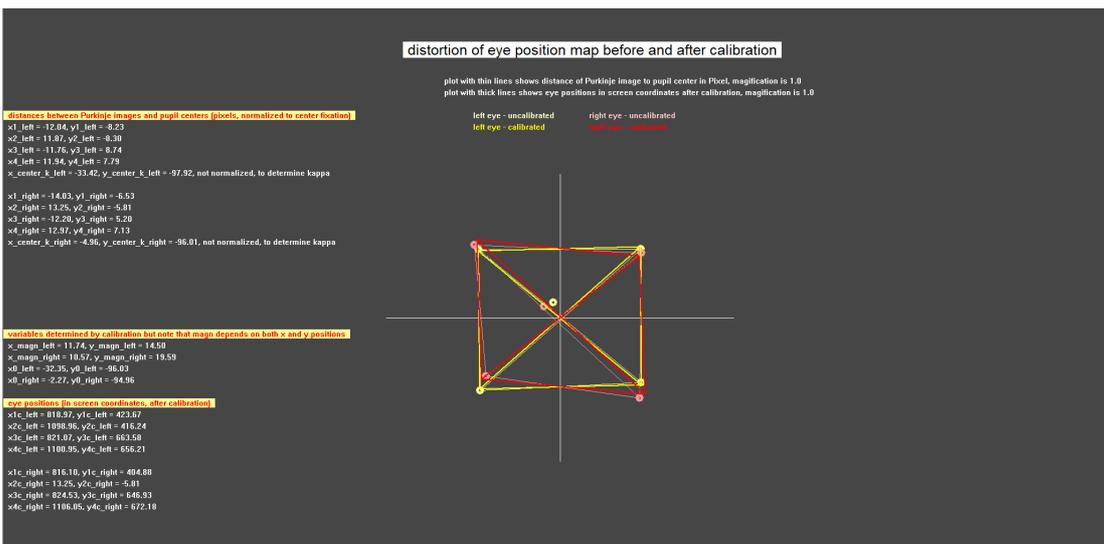


Abbildung 14: Illustration der Kalibrierung des Eye Trackers. Je besser die Kalibrierung, desto genauer repräsentieren die Augenpositionen ein Quadrat (rot = rechtes Auge, gelb = linkes Auge)

Die breitbandigen Infrarotleuchtdioden hatten einen Emissionsgipfel bei einer Wellenlänge von 850 nm. Glücklicherweise war die Anaglyphenbrille für diese Wellenlänge sehr gut durchlässig, sodass beide Augen gleichzeitig geeicht werden konnten. Nach der Eichung konnten dann die oben beschriebenen roten und grünen als BMP abgespeicherten Bilddateien mit der Augenposition mitgeführt werden („binocular gaze contingent presentation“). Gleichzeitig bot ich als Versuchsleiterin nach einem zuvor bestimmten Zufallsprinzip Stereogramme mit Disparitäten unterschiedlichen Vorzeichens an und zeichnete die Antworten der Proband\*innen auf.

Alle Proband\*innen waren in der Lage, auch unter blickstabilisierten Bedingungen die Vorzeichen der Disparitäten korrekt zu erkennen, obwohl die Vergenz der Augenachsen unter blickstabilisierten Bedingungen einem offenen Regelkreis folgt, und große Vergenzdrifts sichtbar wurden.

## **2.8 Statistische Methoden**

Für die statistische Auswertung habe ich das Programm SPSS verwendet. Um die einzelnen Proband\*innen und Einstellungsmöglichkeiten zu vergleichen, verwendete ich die Varianzanalyse ANOVA und Welch-ANOVA. Zur Prüfung der Voraussetzung kam Levene-Statistik und der Test nach Shapiro-Wilk zum Einsatz. Einzelne Proband\*innen konnten mit dem Post-hoc-Verfahren nach Games-Howell verglichen werden. Um zwei Gruppen miteinander zu vergleichen, kam der ungepaarte t-Test zum Einsatz. Sämtliche Diagramme habe ich in Excel erstellt. Die Signifikanzgrenze betrug  $p < 0.05$ .

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Toleranz der Stereovision gegen zufällige Verwackelung der Zufallsmuster in beiden Augen

#### 3.1.1 Einfluss der Größe der Disparität

Zunächst wurde untersucht, bei welcher zufälligen Verwackelungsamplitude die Stereovision zusammenbrach. Die Software (siehe Abbildung 11) erlaubte die Einstellung von drei verschiedenen Disparitäten (1, 2 und 3 Pixeln, entsprechend 1.7, 3.4 und 5.1 arcmin für jedes Auge). Jeder Test beinhaltete 50 Entscheidungen und wurde dreimal wiederholt, so dass für die Beantwortung dieser Frage insgesamt 150 Entscheidungen pro Proband\*in ausgewertet wurden.

Es zeigte sich, dass Stereovision äußerst unempfindlich war gegenüber der Verwackelung der Zufallsmuster in beiden Augen. Zunächst stellte sich heraus, dass die Größe der Disparität keinen Einfluss auf die Tiefenwahrnehmung hatte. Die Toleranz für Verwackelung war gleich gut für Disparitäten von 1.7, 3.4 und 5.1 arcmin ( $122.81 \pm 50.46$ ,  $124.13 \pm 50.29$  und  $124.02 \pm 50.04$  arcmin, Abbildung 15). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den drei unterschiedlichen Disparitäten,  $F(2, 162) = 0.012$ ,  $p = 0.989$ .

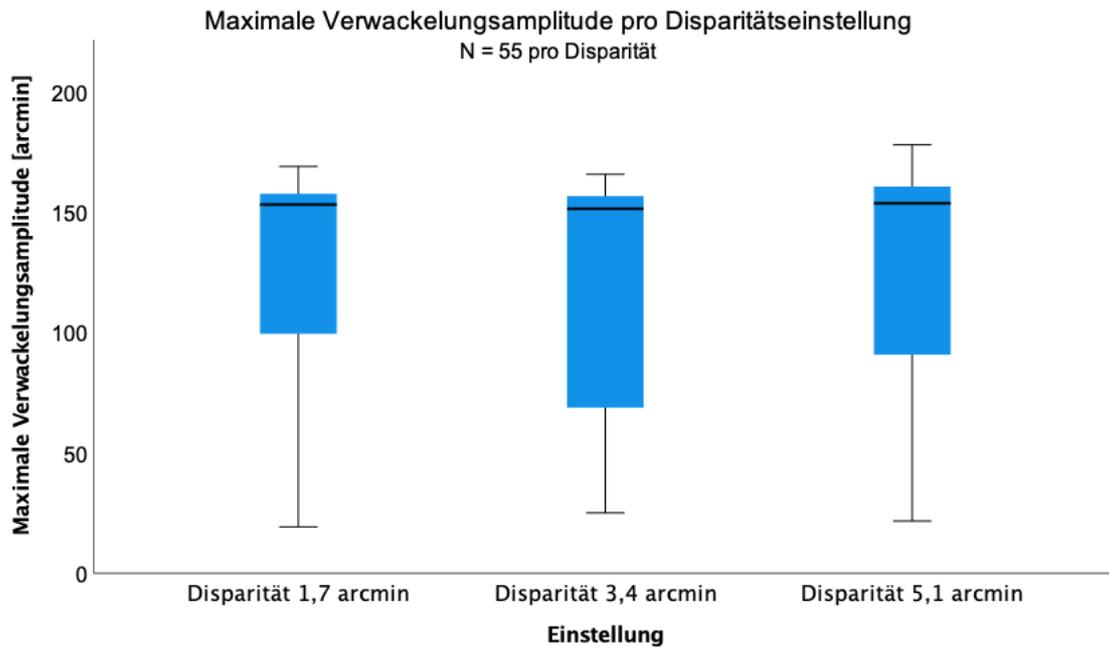


Abbildung 15: Toleranz der 11 Proband\*innen gegenüber einer Verwackelung der in beiden Augen präsentierten Zufallsmuster, wenn die Disparitäten 1, 2 oder 3 Pixel in jedem Auge betragen (entsprechend 1,7, 3,4 und 5,1 arcmin). Geringere Disparitäten wurden bei Verwackelung ebenso gut erkannt wie höhere. Auffallend ist die hohe Toleranz gegenüber Verwackelung, die deutlich über einem Winkelgrad (60 arcmin) lag. N = 55 setzt sich zusammen aus den 5 beste Toleranzen pro Proband\*in (N = 11)

Die maximalen Verwackelungsamplituden waren nach dem Shapiro-Will-Test nicht normalverteilt ( $\alpha = 0.05$ ). Dies ist begründet durch die unterschiedliche Toleranz der Proband\*innen gegenüber der Verwackelung. Aufgrund der Robustheit von ANOVA gegenüber einer Verletzung der Normalverteilungsannahme kann dies aber vernachlässigt werden. Ausreißer waren laut Box-Plot nicht vorhanden.

Da drei Proband\*innen deutlich empfindlicher auf die Verwackelung reagierten, stellt Abbildung 16 die maximal tolerierten Verwackelungsamplituden noch einmal ohne die Daten der drei Personen D, J und K dar.

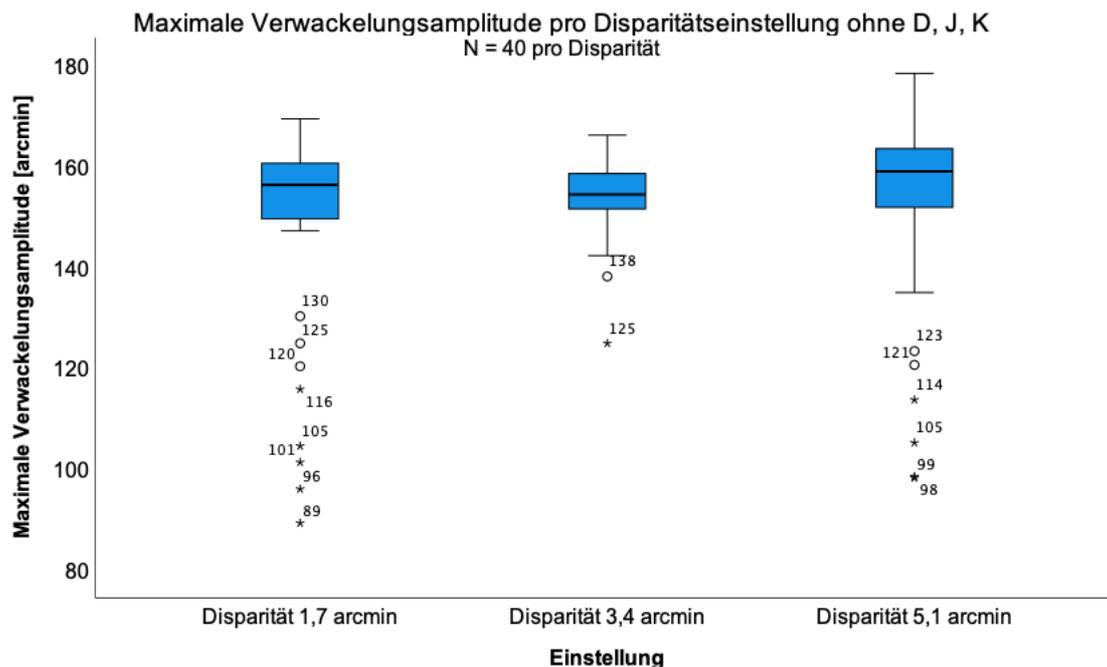


Abbildung 16: Maximal akzeptierte Verwackelungsamplituden nach Ausschluss von drei Personen, deren Stereovision bei Verwackelung besonders stark abfiel. Hier sind Ausreißer, in dem Fall besonders niedrige Toleranzen bei den Proband\*innen, als Sterne oder Kreise dargestellt. Kreise = 0.5-fache Quartilsabweichung, Stern = 1.5-fache Interquartilsabweichung

Nach Ausschluss der drei Proband\*innen zeigte sich nur noch eine geringere Varianz gemäß dem Levene-Test, jedoch bestand aufgrund der Ausreißer (im Boxplot durch Kreise dargestellt bei 0.5-fachem Interquartilsabstand und durch einen Stern bei 1.5-fachem Interquartilsabstand) keine Varianzhomogenität der Mittelwerte ( $p < 0.001$ ). Der Welch-NOVA bestätigt weiterhin, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Disparitätseinstellungen gab  $F(2, 63.789) = 1.35, p = 0.377$ .

### 3.1.2 Einfluss der Art der Verwackelung

Die Software erlaubte 3 verschiedene Verwackelungsmodi, (1) zufällige, aber kohärente Verwackelung in beiden Augen, (2) zufällige unabhängige Verwackelung in beiden Augen, und (3) zufällige unabhängige Verwackelung in beiden Augen, jedoch mit spiegelsymmetrischer Amplitude. Es zeigte sich, dass die maximal tolerierten Verwackelungsamplituden unabhängig von der Art der

Verwackelung waren: (1)  $123.37 \pm 47.23$ , (2)  $127.10 \pm 53.64$  und (3)  $126.07 \pm 51.45$  arcmin (Abbildung 16). Gemäß Shapiro-Will herrschte wiederum keine Normalverteilung. Analog der Levene-Testung waren die Daten varianzhomogen, die Varianzanalyse ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den Einstellungen,  $F(2, 162) = 0.079, p = 0.924$ .

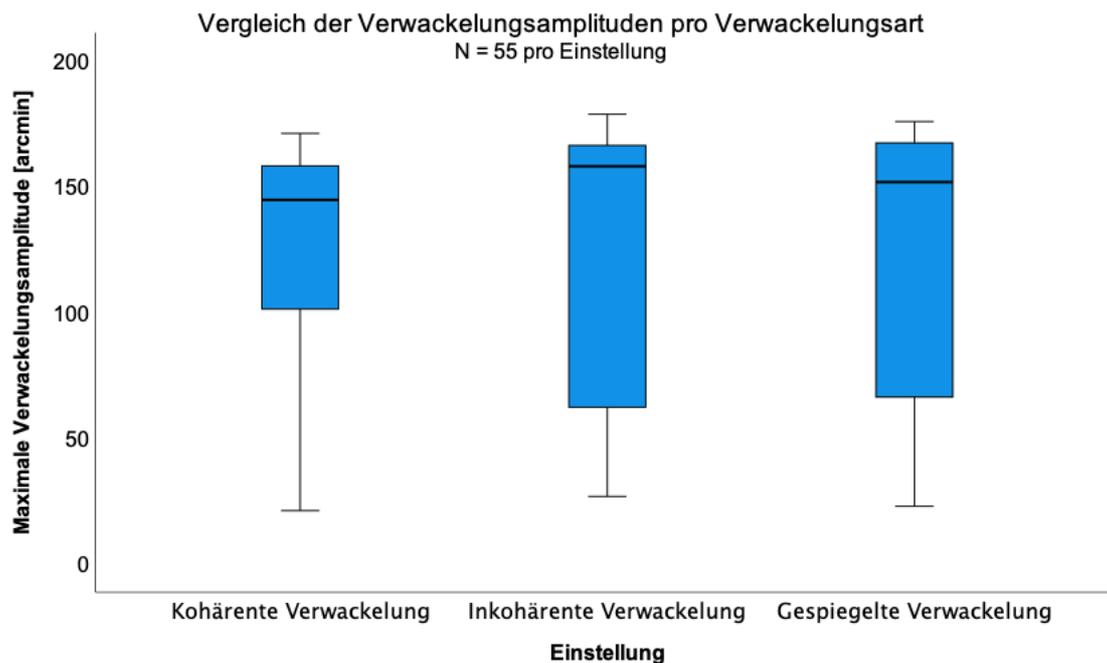


Abbildung 17: Maximal tolerierte Verwackelungsamplituden der Zufallsmuster in beiden Augen, bei denen noch die richtige Erkennung der Disparitäten möglich war. Es hatte keinen Einfluss, ob die Verwackelung in beiden Augen kohärent, inkohärent oder inkohärent aber mit gespiegelten Amplituden erfolgte

Im zweiten Schritt wurden wieder die drei Proband\*innen D, J und K ausgeklammert und der Einfluss der Verwackelungsmodi erneut verglichen (Abbildung 17). Die Daten bleiben varianzhomogen, die Varianzanalyse ergibt nun einen signifikanten Unterscheid zwischen den Einstellungen,  $F(2, 117) = 3.28, p = 0.041$ . Im Tukey-Post-hoc-Verfahren zeigt sich, dass die inkohärente Verwackelung um  $9.02$  arcmin ( $95\%-CI[0.47, 17.57]$ ) signifikant besser toleriert wird als die kohärente Verwackelung ( $p = 0.036$ ).

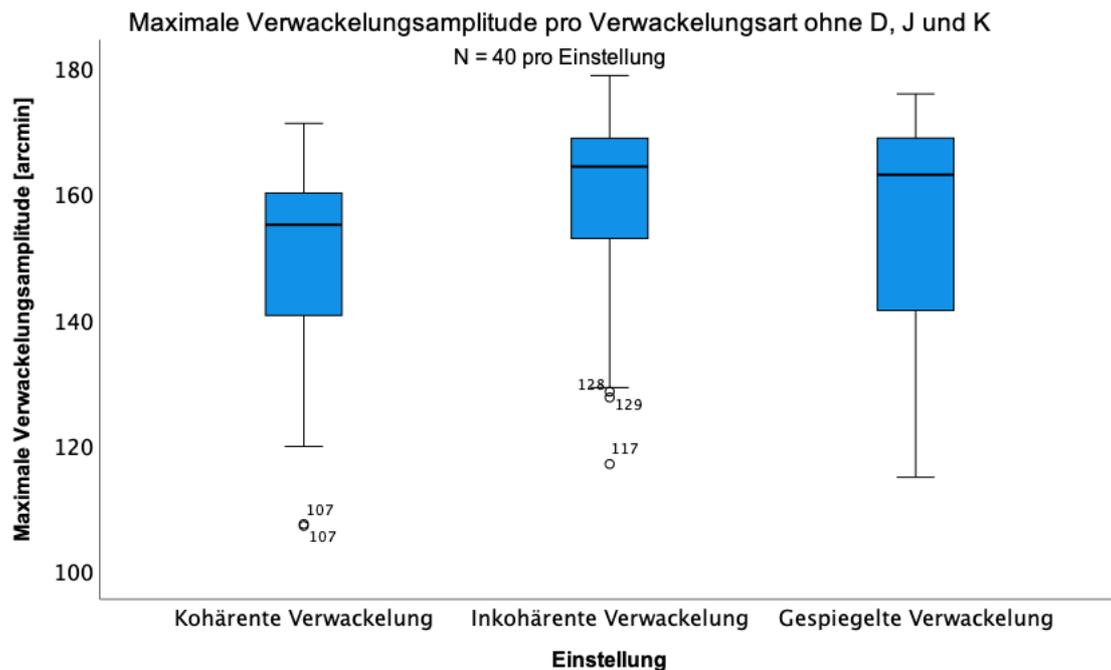


Abbildung 18: Maximal tolerierte Verwackelungsamplituden der Zufallsmuster in beiden Augen, die noch eine korrekte Erkennung der Disparitäten erlaubte. Nach Ausschluss der Personen D, J und K zeigte sich, dass inkohärente Verwackelung von den übrigen Proband\*innen etwas besser toleriert wurde als kohärente, ( $p = 0.026$ )

### 3.2 Vergleich der künstlich erzeugten mit den durch natürlichen Fixationsaugenbewegungen erzeugten Verwackelungsamplituden

Auch bei natürlichen Fixationsaugenbewegungen bewegt sich die Abbildung auf der Netzhaut. Obwohl der zeitliche Verlauf der Bewegungen bei echten Augenbewegungen nicht zufällig ist, im Gegensatz zu künstlich erzeugten Verwackelungen, lassen sich die mittleren Amplituden dennoch quantifizieren und vergleichen. Dazu wurden die Augenpositionen der Proband\*innen bei Fixation eines Punktes in der Mitte des Computerschirms mit dem Eye Tracker aufgezeichnet und in das Programm eingelesen und abgespielt. Hier wurden diese Verwackelungen natürlich zu den momentan natürlichen Augenbewegungen addiert. Die Verwackelungsamplituden bei natürlichen Augenbewegungen waren deutlich kleiner als die maximal tolerierten artifiziell erzeugten Verwackelungsamplituden (Abbildung 19).

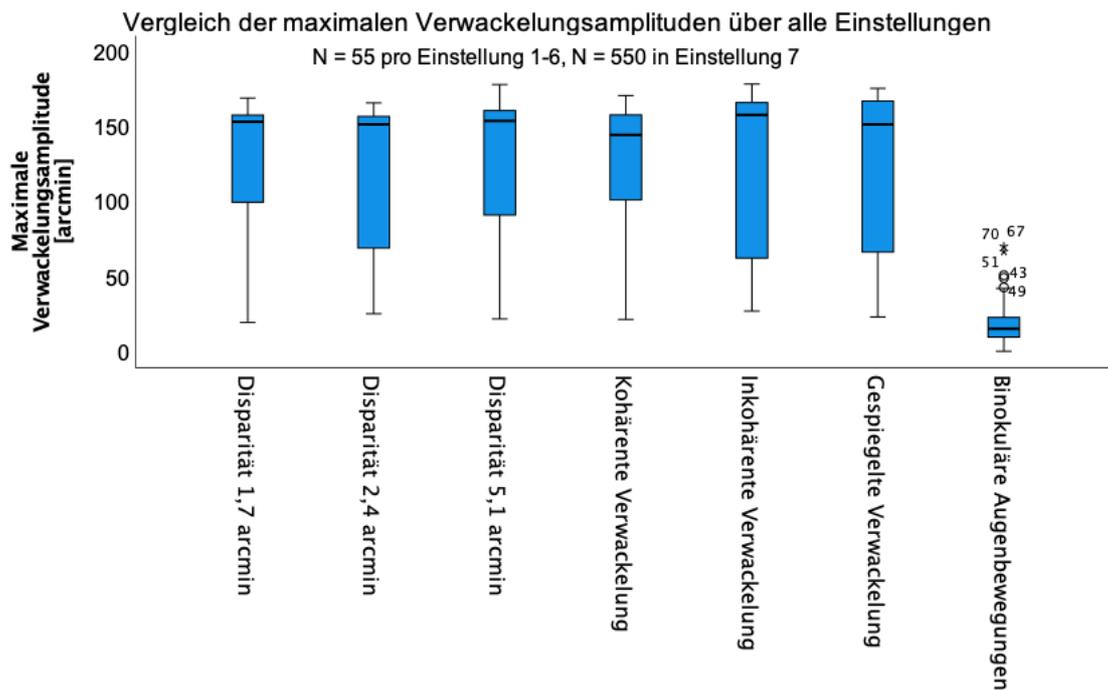


Abbildung 19: Vergleich der maximal tolerierten artifiziellen binokularen Verwackelungsamplituden der Zufallsmuster in beiden Augen mit den Standardabweichungen der Augenpositionen, die die Proband\*innen bei Fixation eines Punktes in der Mitte des Computerschirmschirms zeigten. Es ist offensichtlich, dass natürliche Augenbewegungen (rechts) zu viel geringeren Verwackelungsamplituden führten, als was von den Proband\*innen toleriert wurde, bevor die Stereovision zusammenbrach

Es ergab sich ein hochsignifikanter Unterschied zwischen den artifiziellen und natürlichen Verwackelungen,  $F(6, 145.22) = 238.114, p < 0.001$ , im Welch-Test bei inhomogener Varianz. Die mittleren Amplituden der binokularen Augenbewegungen ( $17.05 \pm 10.07$  arcmin) waren im Durchschnitt um einen Faktor 7.3 kleiner als die maximal tolerierten artifiziell erzeugten Verwackelungsamplituden.

### 3.3 Vergleich der Verwackelungstoleranzen der Versuchspersonen

Zuerst erfolgte eine einfaktorielle Varianzanalyse, um alle Proband\*innen ( $N = 11$ ) unabhängig von den Einstellungen bezüglich ihrer maximal tolerierten Verwackelungsamplitude zu vergleichen. Gemäß des Shapiro-Will-Testes waren die Personen E ( $p = 0.007$ ), F ( $p = 0.003$ ), C ( $p = 0.001$ ) und I ( $P < 0.001$ ) nicht normalverteilt. Das kann an individuellen Faktoren der Proband\*innen liegen

wie Müdigkeit, Incompliance, Konzentrationsschwäche, etc. Ausreißer sind aus dem Box-Plot zu entnehmen. Hier wies die Versuchsperson E zwei leichte Ausreißer (1,5-fach des Interquartilsabstandes) und einen schweren Ausreißer (3-facher Interquartilsabstand) auf. Die Proband\*in F hatte vier leichte, C und K zwei und B einen leichten Ausreißer. Da die Einstellungen bereits drei Mal wiederholt wurden und pro Proband\*in 1050 Entscheidungen erfolgt sind, wurden die Ausreißer als echte Ausreißer interpretiert und belassen.

Die maximal akzeptierten Verwackelungsamplituden der Versuchspersonen sind in Abbildung 20 dargestellt.

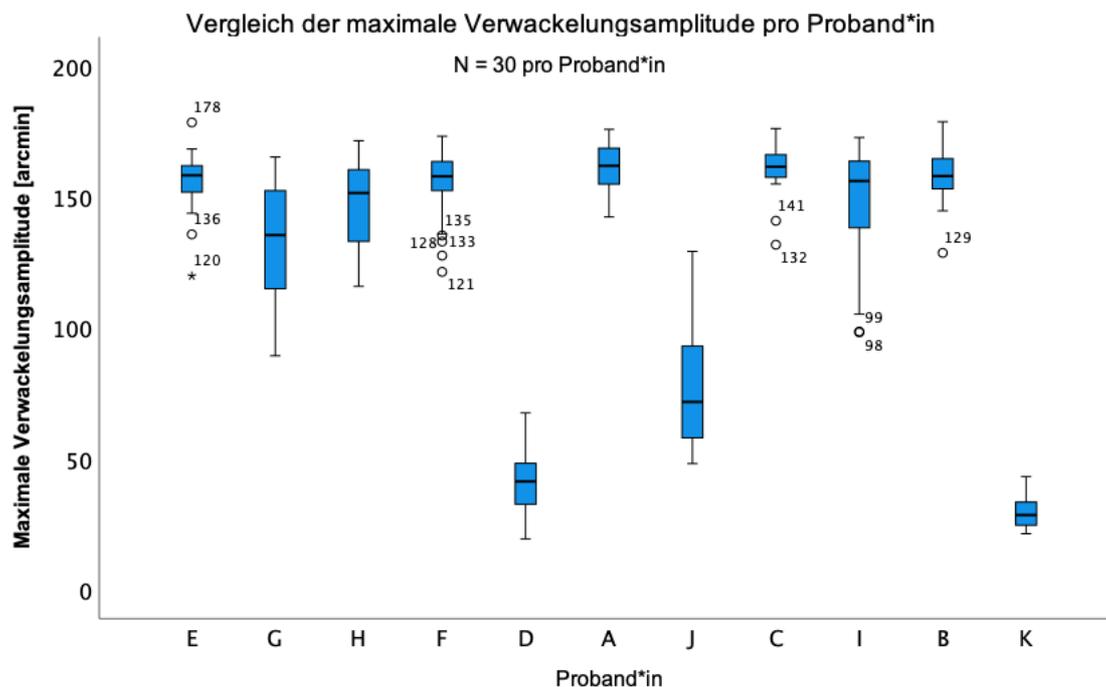


Abbildung 20: Vergleich der maximal tolerierten artifiziellen binokularen Verwackelungsamplituden innerhalb der Proband\*innen. Drei Proband\*innen (D, J, K) haben offensichtlich eine deutlich geringere Toleranz gegen Verwackelung der Zufallsmuster. N = 30 bezieht sich wiederum auf die 5 höchsten Toleranzen der Proband\*innen in 6 Einstellungen

Die einzelnen Proband\*innen unterschieden sich in ihrer maximal tolerierbaren Verwackelungsamplitude angegeben in Winkelminuten. Die Versuchsperson C ( $M = 161.31$ ,  $SD = 8.63$ ) und A ( $M = 161.09$ ,  $SD = 9.16$ ) tolerierten die höchsten Amplituden, gefolgt von B ( $M = 158.13$ ,  $SD = 9.64$ ), E ( $M = 156.41$ ,  $SD = 10.69$ ), F ( $M = 155.67$ ,  $SD = 13.03$ ), I ( $M = 149.09$ ,  $SD = 21.34$ ), H ( $M = 147.77$ ,

SD = 15.44) und G (133.86, SD = 22.40). Die Versuchsperson J (M= 76.06, SD = 22.04), D (M =41.48, SD = 12.53) und K (M = 29.55, SD = 5.76) waren weniger tolerant.

Diese Ergebnisse sind nach dem Welch-Test bei inhomogener Varianz ( $p = 0.001$ ) nicht signifikant unterschiedlich zwischen den anamnestisch Emmetropen und korrigierten Myopen ( $p = 0.096$ ).

Nach diesen Auswertungen wurden die Proband\*innen in zwei Gruppen eingeteilt, (E, G, H, F, A, C, B, K) und (D, J, I) (Abbildung 20). Hier erfolgte nun wieder die Varianzanalyse der beiden Gruppen. Analog des Box-Plots gibt es in der Gruppe 1 einige leichte Ausreißer sowie zwei schwere. Die zweite Gruppe wiederum hat drei geringe Ausreißer. Laut Shapiro-Wilk-Test waren die Daten nicht normalverteilt ( $p = < 0.001$ ).

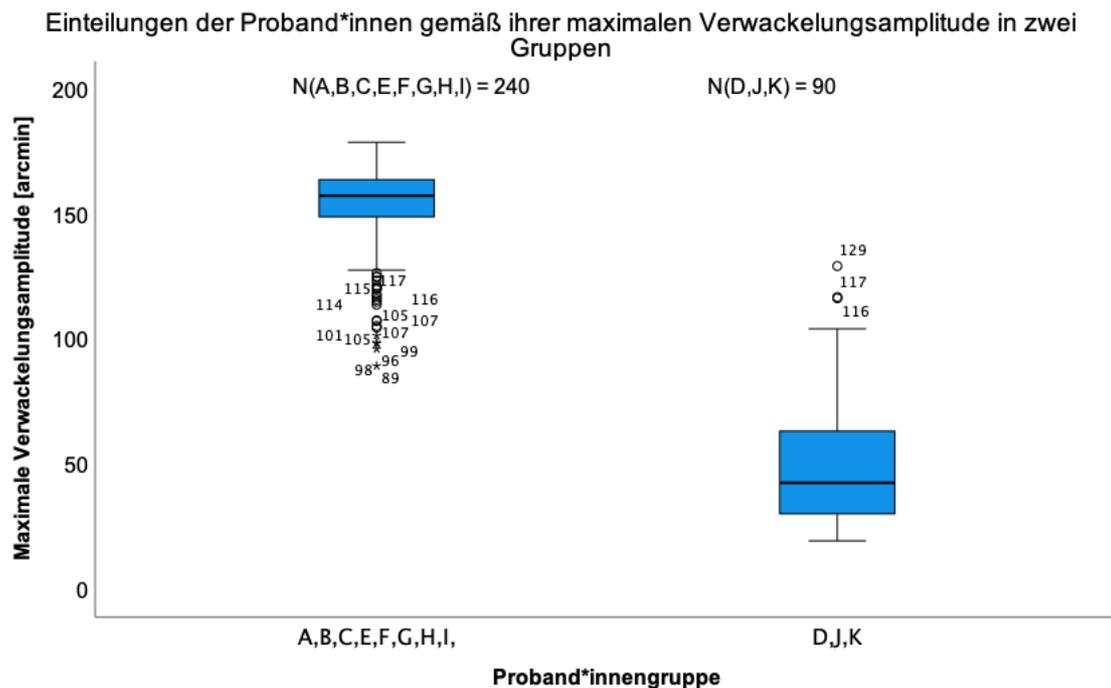


Abbildung 21: Einteilung der Proband\*innen in zwei Gruppen, eine Gruppe mit hoher Toleranz gegen Verwackelung der Zufallsmuster (N = 8), und eine Gruppe mit geringerer Toleranz (N = 3)

Gemäß dem Levene-Test bestand keine Varianzhomogenität ( $p = <0.001$ ) bei Gruppe 1 ( $N = 240, M = 152.92, SD = 16.85$ ) und Gruppe 2 ( $N = 90, M = 49.03, SD = 24.03$ ). Es gab einen statistisch hochsignifikanten Unterschied zwischen Gruppe 1 und 2, wobei die maximale tolerierte Verwackelungsamplitude in Gruppe 1 durchschnittlich um 103.89 arcmin höher war als in Gruppe 2 (95%-CI[98.29, 109.49],  $t(121,19) = 36.73, p < 0.001, d = 5.38$ ).

In der Auswertung einzelner Personen analog dem Games-Howell-Post-Hoc-Test war die Versuchsperson I signifikant schlechter als alle anderen Versuchsteilnehmenden ( $p < 0.001$ ). Auch Versuchspersonen J und D unterschieden sich jeweils signifikant von den anderen ( $p < 0.001$ ). Die Personen mit den höchsten Toleranzen C, E, F, A, I und B unterschieden sich wiederum nicht signifikant voneinander ( $p = 0.158$ ).

### 3.4 Vergleich der mittleren Amplituden von binokularen

#### Fixationsbewegungen bei den verschiedenen Versuchspersonen

Tabelle 2 zeigt die durchschnittlichen Verwackelungsamplituden bei ihren eigenen Fixationsaugenbewegungen in Winkelminuten, gemessen mit dem Eye Tracker bei Fixation eines Punktes in der Mitte des Computerschirms. Im Vorfeld wurden die Blickspuren auf Lidschläge und Messfehler untersucht, um eine unspezifische, also nicht von Fixationsaugenbewegungen kommende, Verwackelung zu vermeiden.

*Tabelle 2: Mittlere Amplituden der Fixationsbewegungen bei allen Proband\*innen, gemessen in Grad und Winkelminuten*

Proband*in	Amplitude [grad]	Amplitude [arcmin]	SD [arcmin]	Zeitraum [s]
E	0.15	9.17	6.00	12.74
G	0.35	21.44	8.60	12.67
H	0.30	18.01	5.11	15.78
F	0.31	19.02	5.99	16.02
D	0.17	10.22	7.78	9.97
A	0.47	28.39	8.40	15.58

J	0.21	12.55	8.54	13.76
C	0.23	14.08	7.00	15.75
K	0.49	29.88	16.04	15.73
B	0.22	13.25	4.75	16.52
I	0.25	15.08	7.83	15.73

Die mittleren Amplituden der Fixationsaugenbewegungen waren jedoch nicht signifikant mit den Verwackelungstoleranzen der Proband\*innen korreliert,  $R^2 = 0.171$  (Abbildung 22). Proband\*in K wurde wegen erhöhter Standardabweichung bei Incompliance als Ausreißer aus der Auswertung ausgeschlossen.

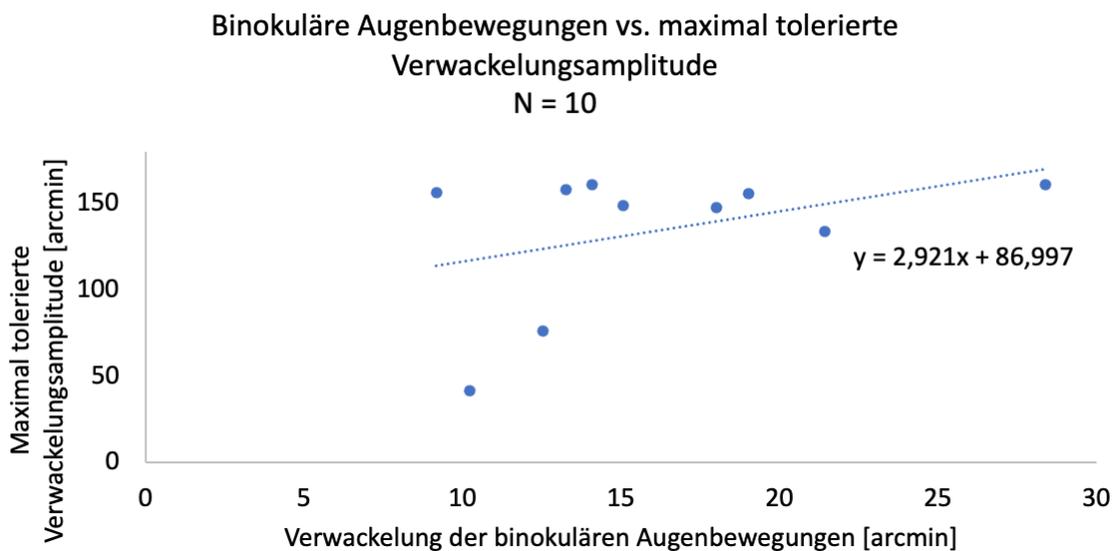


Abbildung 22: Maximal tolerierte Verwackelungsamplitude gegen mittlere Amplitude binokularer Fixationsbewegungen. Es bestand kein Zusammenhang,  $F(2,7) = 0,724$ ,  $p = 0,518$ .

Die Haupt-“Rauschquelle“ des Eye Trackers bestand in ungenauer Pupillendetektion. Diese wurde limitiert durch den Kontrast der Pixel in der Pupille gegenüber dem Hintergrund, sowie dem Rauschen der einzelnen Pixel. In diesem Fall wird dann auch die Position der Pupillenmitte weniger genau angegeben. Die geforderte Genauigkeit wird deutlicher, wenn man sich klar

macht, dass eine Verschiebung der gemessenen Position der Pupillenmitte um nur 80 µm bereits einer Augenbewegung von einem Grad entspricht. Deshalb wurden in einem ersten Schritt die Pupillendaten der Proband\*innen untersucht, um Bereiche in den Messungen zu erkennen, wo höhere Standardabweichungen auftraten. Die gemessenen Größen der linken Pupille, und deren Standardabweichungen über einen Zeitraum von 300 ms, sind in Tabelle 3 dargestellt. Es ist zu beachten, dass die Position der Pupillenmitte mit höherer Genauigkeit gemessen wird als der Pupillenradius. Die Pupillenmitte wird bestimmt durch Bestimmung des Massenschwerpunkts aller Pixel in der Pupille, was nicht direkt durch Schwankungen der Pupillengröße beeinflusst wird.

*Tabelle 3: Pupillengrößen der Proband\*innen und deren Standardabweichung aus einer Mittelung von etwa 130 zeitlich aufeinander folgenden Messungen (300 ms)*

Proband*in	M [mm]	SD [mm]	Zwinkern/300ms
E	3.91	0.02	1
G	4.63	0.01	0
H	6.25	0.02	0
F	3.67	0.01	1
D	5.30	0.02	1
A	3.85	0.01	1
J	3.34	0.04	2
C	4.19	0.02	0
K	3.68	0.06	3
B	3.67	0.02	1
I	4.66	0.03	1

Im Vergleich hatte Versuchsperson K die größte Standardabweichung, was vermutlich auf vermehrtes Zwinkern während der Fixation zurückzuführen ist.

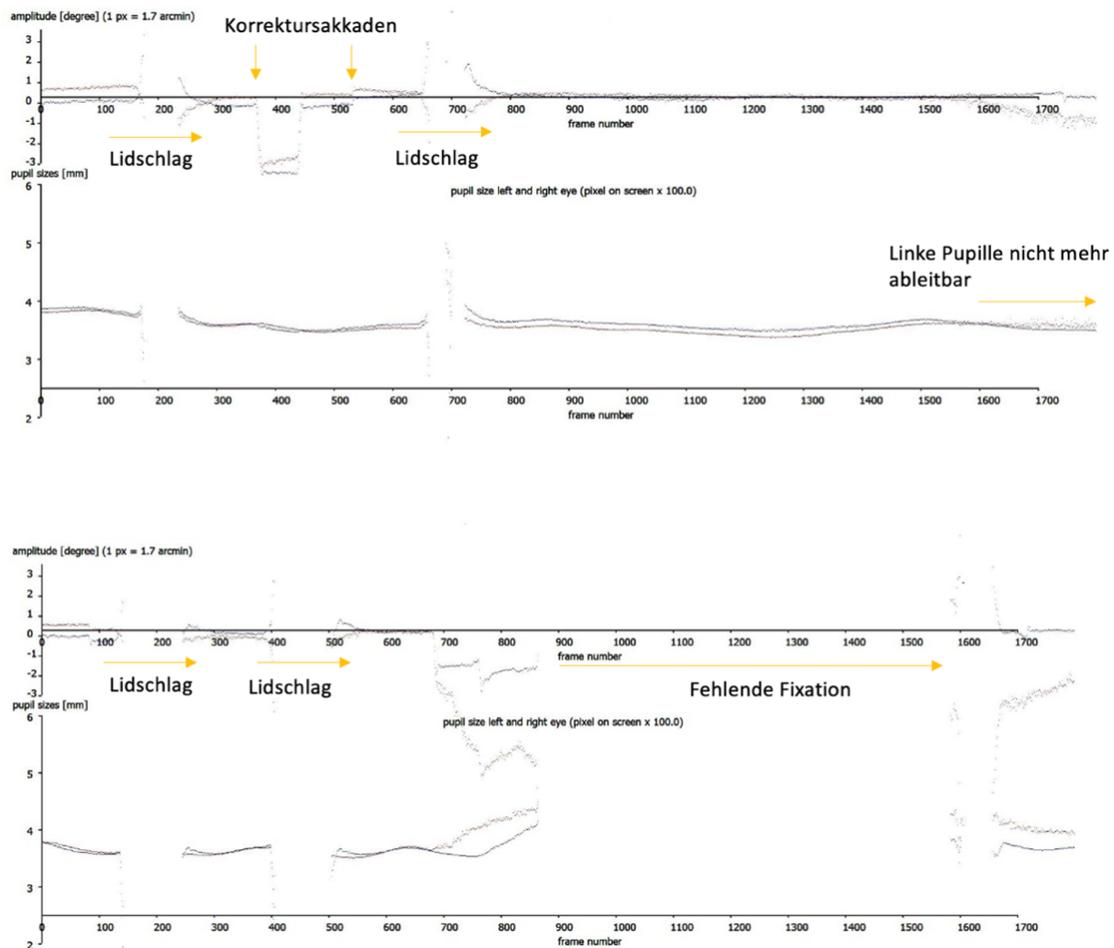


Abbildung 23: Proband\*in K, vermehrte Lidschläge, fehlende Fixation bei Incompliance

### 3.5 Stereovision unter blickstabilisierenden Bedingungen

Der binokulare Eye Tracker konnte in beiden Augen simultan eine Eichung durchführen. Dies war auch möglich, wenn die Proband\*innen eine Anaglyphenbrille trugen. Somit konnten für beide Augen getrennt blickstabilisierte Zufallsmuster angeboten werden, und die Stereopsis unter diesen Bedingungen untersucht werden. Als Zufallsmuster dienten genau die gleichen Bilder, die zuvor in dem oben beschriebenen Programm zur Messung der Verwackelungstoleranz genutzt worden waren.

Als wichtigstes Ergebnis wurde beobachtet, dass alle Probanden auch unter blickstabilisierten Bedingungen mit großer Sicherheit das Vorzeichen der Disparitäten erkennen konnten, d.h. dass eine Stereosehschärfe von 1.9 arcmin

in allen Fällen gewährleistet blieb. Tabelle 4 zeigt die Anzahl der richtigen Antworten auf 50 Abfragen, ob die Disparität positiv oder negativ sei.

*Tabelle 4: Anteil der korrekten Antworten in Prozent von 50 angebotenen Abfragen, gemessen unter blickstabilisierenden Bedingungen*

Proband*in	Richtige Antworten in %
E	98
G	94
H	92
F	100
D	94
A	98
J	96
C	100
K	100
B	100
I	96

### **3.5.1 Einfluss von binokular blickstabilisierter Darbietung auf Augenbewegungen und Konvergenz**

Da in diesem Experiment sowohl die Augenpositionen als auch die Konvergenz der Augenachsen komplett unter Bedingungen eines offenen Regelkreises operierten, zeigten sich ungewöhnliche Augenbewegungsmuster: (1) unkontrollierte gekoppelte Drifts der Augenpositionen, (2) unkontrollierte ungekoppelte Drifts der Augenpositionen, (3) spontane Drifts im Pupillendurchmesser, (4) große Vergenzdrifts. Beispiele sind in den folgenden Abbildungen 24, 25 sowie 26 dargestellt.

## Pupillengröße Proband\*in A

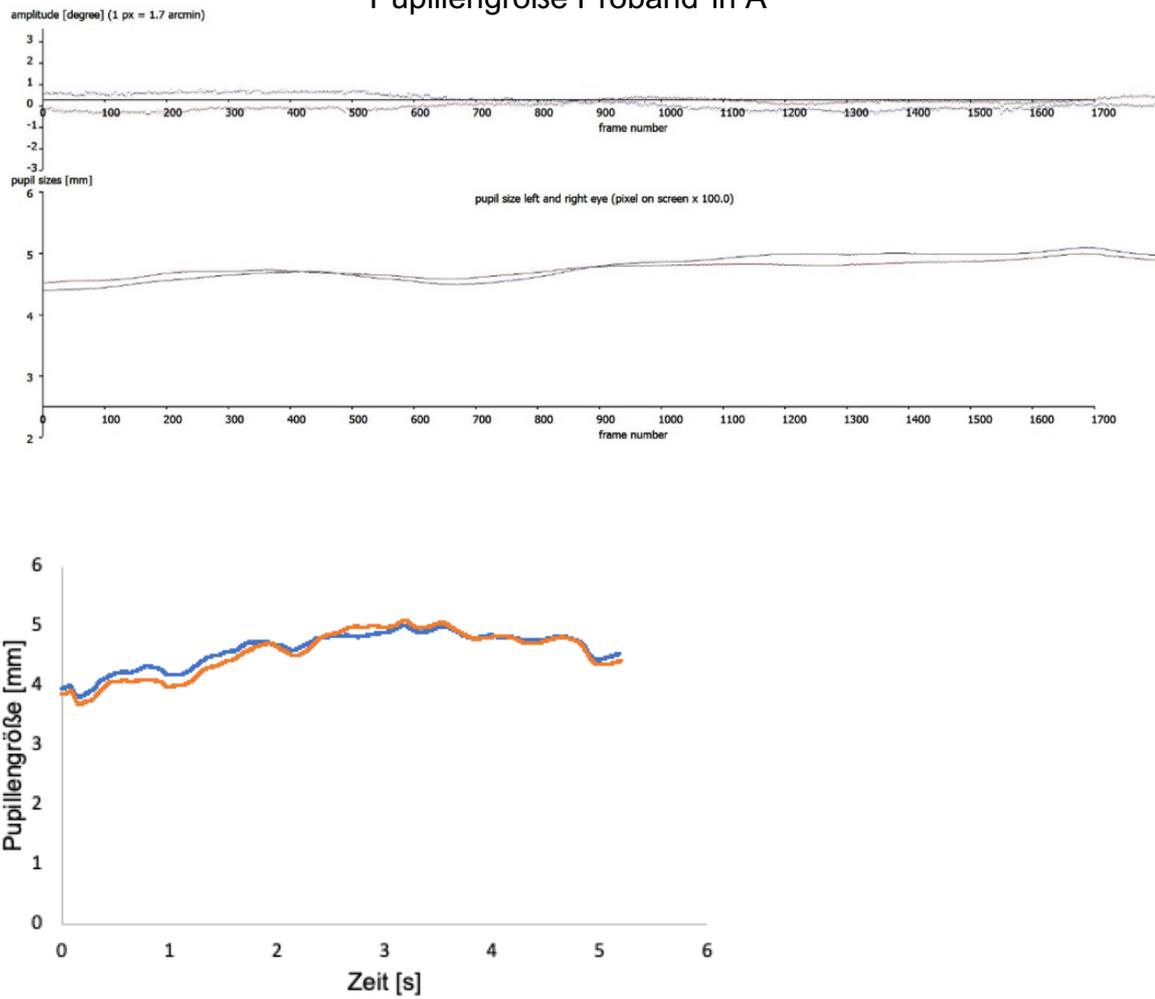


Abbildung 24: Schwankende Pupillengröße als Bildschirmfoto (a) sowie in mm über die Zeit in s (b) bei Proband\*in A

## Messbeispiel Proband\*in F

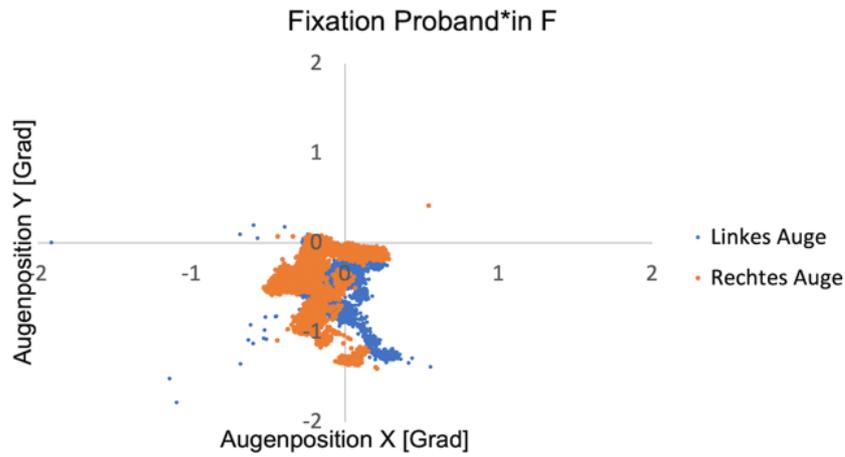
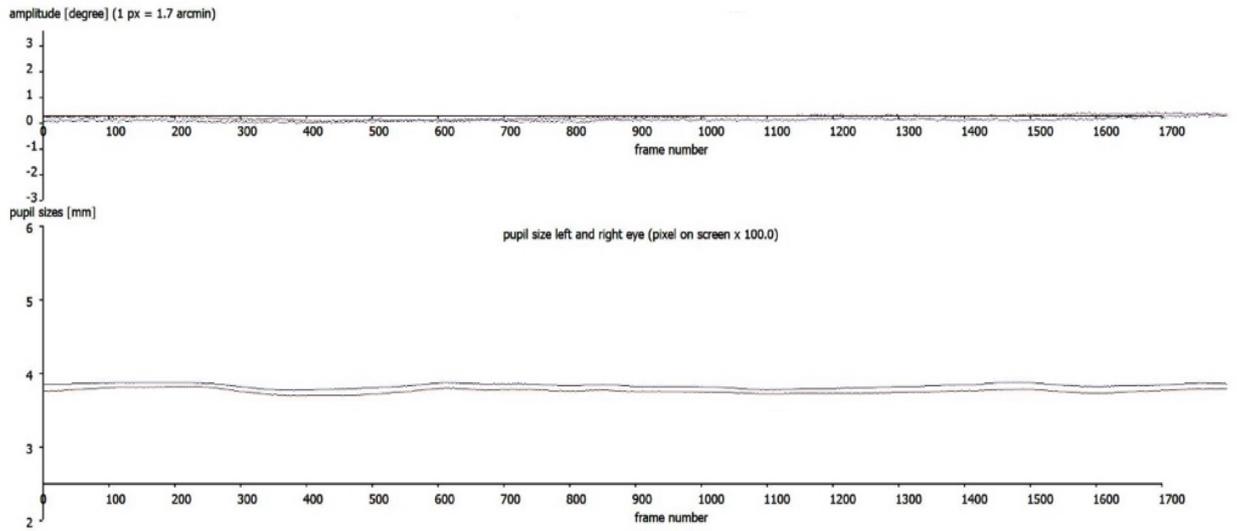


Abbildung 25: Perfekte Messung als Bildschirmfoto (a) und als Augenposition in Grad (b) bei Proband\*in F

### Korrektursakkaden bei Proband\*in E

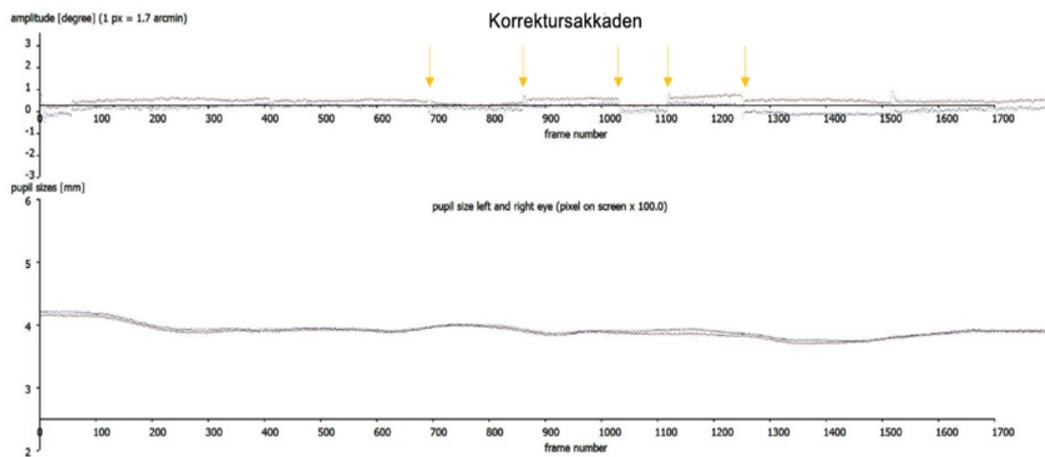
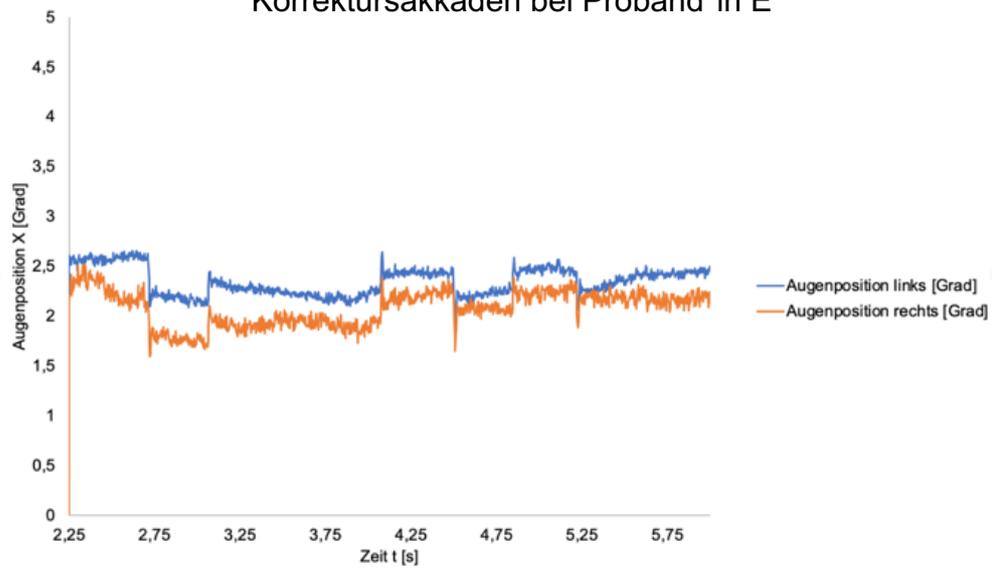


Abbildung 26: Vermehrte Korrektursakkaden bei Proband\*in E, Bildschirmfoto sowie Augenposition über die Zeit

Umso bemerkenswerter ist es, dass Stereosehschärfe mit 1.9 arcmin unter Bedingungen unkontrollierter Augenbewegungen von allen Proband\*innen problemlos erreicht wurde.

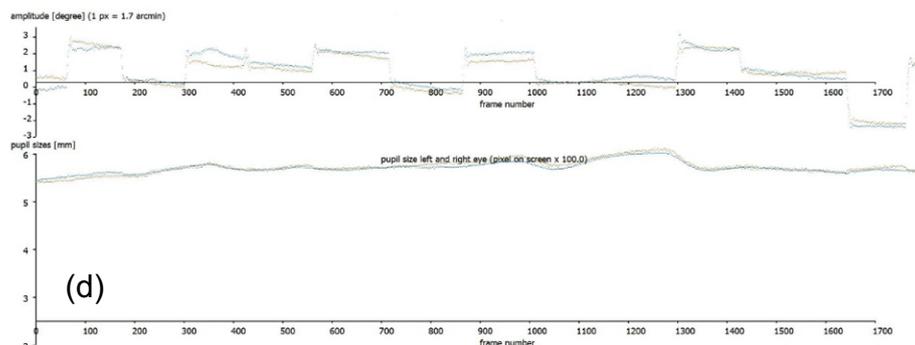
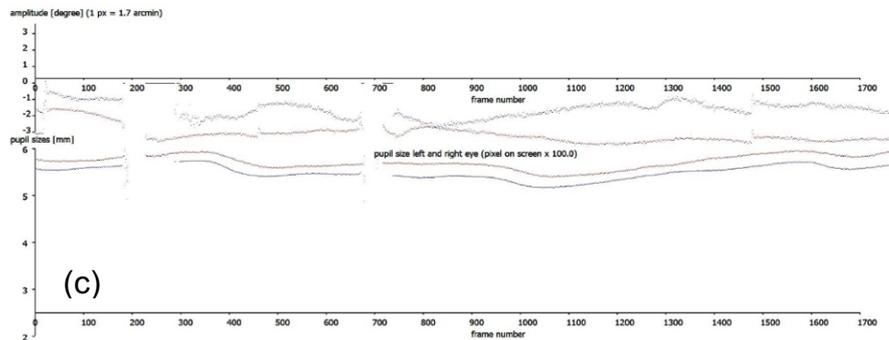
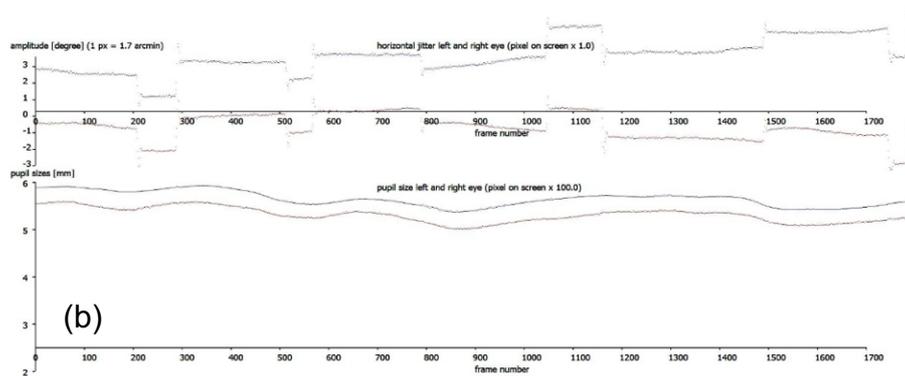
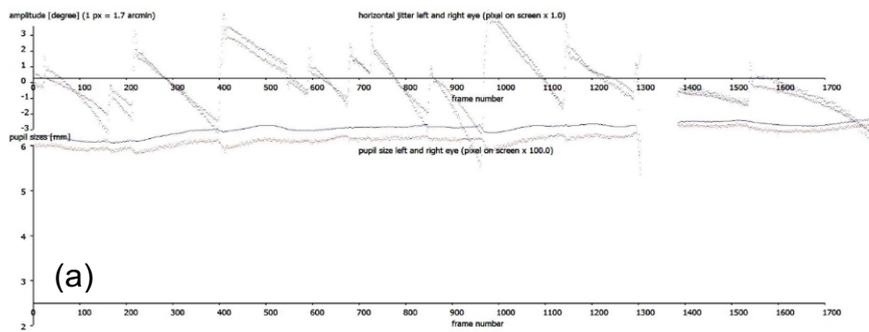


Abbildung 27: : (a) unkontrollierte Drifts, (b) open-loop Konvergenz sakkadisch, (c) Open-loop Konvergenz Drifts, (d) Korrektursakkaden mit open-loop Konvergenz (Bildschirmfotos der EyeTracker Software)

## 4 Diskussion

Die Ergebnisse meiner Arbeit können wie folgt zusammengefasst werden (1-5):

(1) Disparitäten von 1.7 Winkelminuten wurden in Zufallsmustern (Stereogrammen von Julesz) von allen Proband\*innen erkannt, selbst wenn die Muster mit  $> 60$  Hz zufällig gegeneinander verwackelt wurden. Drei von 11 Proband\*innen konnten die Disparitäten korrekt identifizieren, wenn die mittlere Verwackelungsamplitude etwa 50 Winkelminuten betrug. Die anderen acht Proband\*innen hatten sogar eine etwa dreifach höhere Toleranz gegen zufällige Verwackelung und identifizierten Disparitäten korrekt bis zu etwa 150 Winkelminuten. Somit konnten etwa 80-fach kleinere Disparitäten in den Mustern erkannt werden als die mittleren Verwackelungsamplituden.

(2) Ein Vergleich mit den mittleren Amplituden der Fixationsaugenbewegungen der Proband\*innen bei der Fixierung eines Punktes auf dem Computerbildschirm zeigte, dass die Verwackelungstoleranzen 7.3 mal größer waren, als die Verwackelung des retinalen Bildes durch die natürlichen Fixationsaugenbewegungen. Damit ist klar, dass retinale Bildverschiebungen durch die Fixationsaugenbewegungen die Stereopsis nie limitieren.

(3) Begrenzt durch die Größe der Pixel auf dem Computerbildschirm (1.7 Winkelminuten bei Betrachtung aus 60 cm Abstand) konnten in meinem Aufbau keine geringeren Disparitäten dargestellt werden. Die Stereoschwellen liegen nach der Literatur etwa um einen Faktor 10 niedriger (10 Winkelsekunden). Es konnte deshalb nicht untersucht werden, ob eine Schwellenverschiebung bei Verwackelung auftritt.

(4) Mittels des im Labor entwickelten binokularen Eye Trackers konnten die Zufallsmuster (Stereogramme nach Julesz) unter binokular blickstabilisierenden Bedingungen angeboten werden. Alle Versuchspersonen konnten die Disparitäten in den fusionierten Zufallsmustern korrekt identifizieren, selbst wenn beide Augen blickstabilisiert waren. Soweit bekannt, stellt dies das erste bekannte Experiment zur Messung von Stereovision unter binokular blickstabilisierenden Bedingungen dar.

(5) Durch Blickstabilisierung waren binokulare Augenbewegungen und Vergenzbewegungen unter Bedingungen des offenen Regelkreises beobachtbar. Dies erzeugte unkontrollierte Drifts der Augenpositionen und große Schwankungen bei einigen Versuchspersonen. Dennoch blieb die Stereovision funktionstüchtig, was auf einen sehr stabilen binokularen Fusionsmechanismus hindeutet.

Daraus ergaben sich folgende Fragen:

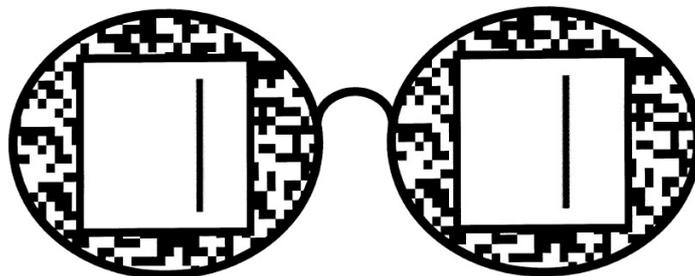
Zu (1): Wie genau sind korrespondierende Netzhautpunkte definiert? Wie groß ist das Panum-Areal im Vergleich zu den Verwackelungsamplituden? Offensichtlich ist es innerhalb des Panum-Areals gleich, wo das zu fusionierende Bildpaar auftaucht. Man würde erwarten, dass keine Fusion mehr möglich ist und Doppelbilder auftreten, wenn die Grenzen des Panum-Areals erreicht sind. Das Panum-Areal ist in der Fovea am kleinsten (nur im Winkelminutenbereich) und wächst in der Peripherie an, was zu entsprechend geringerer Stereosehschärfe führt, aber zu höherer Toleranz gegen Disparität (Herzau and Aulhorn, 1975, Aulhorn, 1967). In den vorliegenden Experimenten mit den Zufallsmustern fixierten die Proband\*innen foveal bzw. parafoveal, da sie der Verwackelung der Zufallsmuster nicht mit den Augenbewegungen folgen konnten. Dennoch akzeptierten die meisten der Proband\*innen zufällige Verwackelung der Zufallsmuster gegeneinander von 150 Winkelminuten, also 2.5 Grad. Für räumlich niederaufgelöste (tiefpassgefilterte) Sehreize wächst das Panum-Areal von der Fovea in die Peripherie etwa um einen Faktor zehn (Schor and Tyler, 1981). Während das Panum-Areal von der Fovea in der klassischen Betrachtung eine bestimmte Größe hatte, ist klar dass sowohl Augenbewegungen als auch die Ortsfrequenzen und zeitliche Änderungen in den Sehzielen selbst einen großen Einfluss haben (Schor and Tyler, 1981). Woo beschreibt, dass die mittlere Größe von dem Panum-Areal in der Fovea nur etwa vier Winkelminuten beträgt (Woo, 1974). Da die akzeptierten Verwackelungsamplituden in der vorliegenden Arbeit um ein Vielfaches größer waren (etwa ein Faktor 40), ist die folgende Erklärung denkbar: aus der schnell

dargebotenen Sequenz der Zufallsmuster wurden die Disparitäten aus denjenigen Bildpaaren herausgefiltert, die in korrespondierenden Netzhautpunkten landeten. Dies kam nur in wenigen Fällen vor, reichte aber anscheinend aus, um die Disparitäten zu erkennen. Es bleibt aber ein großes Rätsel, warum die Proband\*innen dann nicht die meiste Zeit Doppelbilder sahen. Die zeitliche Summation muss es möglich gemacht haben, im Mittel eine Augenposition zu definieren, bei der eine mittlere Fusion möglich und in einigen der Bildpaare Disparität extrahiert werden konnte. Es ist jedoch möglich, dass mit den bekannten und in der Literatur beschriebenen Mechanismen der Tiefenwahrnehmung meine Beobachtungen nicht vollständig beschrieben werden können.

Zu (2): Drei Proband\*innen wiesen nur ein Drittel der Toleranz gegenüber binokularer Verwackelung der Zufallsmuster auf (statt 150 Winkelminuten nur etwa 50, siehe Abbildung 20). Eine wichtige Frage wäre, ob sie sich in ihren Augenbewegungsmustern von den anderen Proband\*innen unterscheiden. Die mittleren Amplituden der Fixationsaugenbewegungen waren nicht anders, es wurde untersucht, ob die Anzahl und Amplituden der Korrektursakkaden, sowie die binokularen Drifts und Vergenzdrifts unterschiedlich waren. Es wurden jedoch keine signifikanten Unterschiede in diesen Parametern gefunden, auch die Anzahl der Lidschläge pro Zeiteinheit war ähnlich. Mögliche andere Erklärungen wären, dass diese Proband\*innen in ihrer Ontogenese unterschiedliche Strategien zur Fusion entwickelt haben, die jedoch im Alltag perfekt den Anforderungen entsprachen. Dennoch wäre es interessant herauszufinden, welche Unterschiede in den Strategien des Stereosehens bei den verschiedenen Proband\*innen bestehen könnten.

Zu (3): Zumindest für die Detektion von Disparitäten von 1.7 Winkel sind retinale Bildverschiebungen durch Fixationsaugenbewegungen unkritisch. Ob Unterschiede gefunden werden könnten, wenn man Stereoschwellen direkt messen könnte (Größenordnung: 10 Winkelsekunden (Kromeier et al., 2003)), kann nur spekuliert werden. Immerhin kann man sagen, dass die Detektion der Disparitäten mit 1.7, 3.4 und 5.1 Winkelminuten gleich erfolgreich war und somit keine Abhängigkeit von der Stärke der Disparität bestand.

Kromeier et al (2003) gelang es, Stereoschwellen von 10 Winkelsekunden zu messen (Freiburger Stereosehschärfetest, Abb. 27). Im Gegensatz zur Reizgebung in der vorliegenden Arbeit waren die Autoren nicht durch die Pixelgröße limitiert, weil sie einen viel größeren Messabstand wählten (4.5 m). Gleichzeitig benutzen sie einen deutlich kleineren Computerbildschirm (36 x 27 mm, Auflösung 800 x 600 Pixel). Auf einer Entfernung von 4.5 m war damit ein Pixel 20 arcsec groß. Durch die von Bach (Bach, 1997) und Rohaly and Wilson (Rohaly and Wilson, 1999) entwickelte „Anti-aliasing“-Technik konnten sogar Disparitäten bis zu 1 arcsec dargeboten werden. Anstellen einer Anaglyphenbrille benutzen sie eine elektronisch angesteuerte „Shutter-Brille“, die mit dem Computerschirm synchronisiert werden konnte und abwechselnd das linke und das rechte Auge freigab. Schließlich wurden auch keine Julesz-Stereogramme verwendet, sondern ein grobes peripheres Zufallsmuster zum Fusionieren, und zentral nur jeweils eine vertikale Linie, welche relativ zu dem Muster in beiden Augen leicht gegeneinander versetzt war (Abb. 27).



*Abbildung 28: Visueller Stimulus für den Freiburger Stereosehschärfetest. Das periphere Muster dient zum Fusionieren beider Augen, die vertikale Linie im zentralen Feld ist leicht versetzt und erscheint nach Fusion in diesem Fall hinter der Referenzebene (durch willkürliches Schielen beim Betrachten des Musters kann hier Fusion erreicht und die Tiefe erkannt werden)*

Zu (4): Hier erfolgte erstmalig eine Messung von Stereovision unter binokular blickstabilisierten Bedingungen. Hier bleibt die Frage der Genauigkeit des Eye Trackers, die unter optimalen Bedingungen bei etwa 2 arcmin liegt – also im Bereich der angebotenen Disparitäten (1.7 arcmin). Mit einem Video-Eye Tracker könnte man also Stereoschwellen von 10 arcsec gar nicht messen – und dies wird man auch in Zukunft wahrscheinlich nicht erreichen können. Denn nur sehr wenige Video-Eye Tracker erreichen überhaupt die Auflösung von 2 arcmin. Aus diesem Grund wird auch die Frage unbeantwortet bleiben, ob

Mikrobewegungen des Auges zur Verbesserung der Stereosehschärfe dienen können. Man müsste untersuchen können, ob die Stereoschwelle bei binokularer Blickstabilisierung mit einer Genauigkeit von 10 arcmin (oder besser) abfällt.

Zu (5): Stereopsis funktioniert auch, wenn binokulare Vergenzaugenbewegungen unter Bedingungen des offenen Regelkreises erfolgen. Dies wurde bisher nicht untersucht und ist somit ein neues Ergebnis. Dabei zeigten die Proband\*innen teilweise starke Vergenzdrifts mit einer Amplitude von über 8 Grad (siehe Beispiel in Abbildung 27), bei denen Fusion aber immer noch möglich war. Ein ähnlicher Toleranzbereich wird auch von Kromeier et al (2003) beschrieben. In deren Studie wurde untersucht, welche Prismenstärken noch toleriert wurden, bevor die Fusion zusammenbrach und Doppelbilder gesehen wurden (Ogle et al., 1949, Ogle, 1969, Schor and Tyler, 1981). Beide Augen erhielten jeweils die Hälfte der Gesamtprismenstärke. Die Autoren schreiben „For base-out prisms, all subjects (n = 8) tolerated at least 16 D before diplopia occurred.“ Da eine Prismendioptrie (PD) 0.5729 Grad entspricht, wären dies etwa 9 Grad, ähnlich wie in der vorliegenden Arbeit unter Bedingungen eines offenen Konvergenzkreises gefunden wurden.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass in dieser Arbeit eine neue, vollautomatisierte Methode zur Messung des Stereosehens entwickelt wurde, die auch eine neue Quantifizierung der Stabilität der Tiefenwahrnehmung erlaubt. Die Software liefert eine eindeutige Messgröße (die Verwackelungstoleranz der Stereopsis), die eventuell zur Quantifizierung von Stereopsis bei Personen mit eingeschränktem Binokularsehen verwendet werden kann. Aus der vorliegenden Arbeit entsteht auch die Frage, wie es überhaupt möglich ist, mit einem fovealen Durchmesser von dem Panum-Areal von wenigen Winkelminuten eine Toleranz gegen binokulare Verwackelung von etwa 150 arcmin zu erreichen. Dabei entsteht auch die Frage, wie beide Augenpositionen durch die Mittelung über die Positionen der dargebotenen Zufallsmuster definiert und optimiert werden können.

## 5 Zusammenfassung

**Fragestellung.** Wenn wir einen Punkt fixieren, scheint er ortsfest. Dies ist erstaunlich, da beide Augen ständig kleine „Fixationsaugenbewegungen“ machen, so dass die Abbildung auf der Netzhaut „wackelt“. In der vorliegenden Arbeit wurde untersucht, inwieweit diese „Verwackelung“ auch unsere Stereopsis beeinträchtigen könnte.

**Methoden.** (1) Mittels eigens entwickelter Software in C++ wurden Zufallsstereogramme (Julesz, 1964) für beide Augen unabhängig mit 60 Hz gegeneinander zufällig verwackelt. Um die Eingänge in jedes Auge getrennt zu kontrollieren, trugen die 11 Proband\*innen dafür eine Anaglyphenbrille. Die maximal tolerierten Verwackelungsamplituden, bei denen noch eine Disparität von 1.9 Winkelminuten erkannt wurde, wurden in einem automatisierten 2-FAC Verfahren nach einem „staircase“ Verfahren ermittelt. (2) Mittels eines hochauflösenden, im Labor entwickelten, binokularen Video „eye trackers“ wurden die Fixationsaugenbewegungen der Proband\*innen aufgezeichnet. Sie konnten rückwärts in die obige Software eingespielt werden, und die Disparitätserkennung mit simulierten natürlichen Augenbewegungen quantifiziert werden. (3) Schließlich wurden die Zufallsmuster mit dem binokularen „eye tracker“ unter blickstabilisierten Bedingungen dargeboten, was wiederum mit Anaglyphenbrille erstmal möglich war.

**Ergebnisse.** (1) Die Proband\*innen zeigten eine überraschend hohe Toleranz gegen Verwackelung der Zufallsstereogramme: Disparitäten wurden korrekt erkannt, selbst wenn die mittleren Verwackelungsamplituden 150 Winkelminuten betrug, also 80-fach größer waren als die Disparitäten. Drei Proband\*innen konnten jedoch nur bis zu 50 Winkelminuten Verwackelung akzeptieren. (2) Die durch Fixationsaugenbewegungen erzeugten mittleren Verwackelungen waren im Mittel um einen Faktor 7.3 kleiner, so dass sie keinerlei Beschränkung für die Stereovision darstellten. (3) Alle Proband\*innen konnten Disparitäten von 1.9 Winkelminuten auch unter blickstabilisierten Bedingungen zuverlässig erkennen. Offensichtlich sind retinale Bildverschiebungen durch Fixationsaugenbewegungen nicht erforderlich für

diesen Level der Tiefenauflösung (etwa 5 mm Tiefe auf 60 cm). Unter binokular blickstabilisierten Bedingungen waren beide Augenpositionen unter Bedingungen eines offenen Regelkreises. Entsprechend wurden große Drifts in Augenpositionen und Vergenz beobachtet – Stereopsis blieb dennoch erhalten.

**Diskussion.** Begrenzt durch die Größe der Pixel auf dem Computerschirm (1.7 Winkelminuten bei Betrachtung aus 60 cm Abstand) konnten keine geringeren Disparitäten dargestellt werden. Die Stereoschwellen liegen nach der Literatur etwa um einen Faktor 10 niedriger (10 Winkelsekunden). Es konnte deshalb nicht untersucht werden, ob eine Schwellenverschiebung bei Verwackelung auftritt. Auf der anderen Seite wäre auch eine blickstabilisierte Darbietung mit einer Winkelauflösung von 10 Sekunden technisch nicht durchführbar, so dass eine Schwellenermittlung nicht möglich gewesen wäre.

**Schlussfolgerungen.** (1) Stereopsis ist überraschend stabil gegenüber großer zufälliger Verwackelung der Zufallsstereogramme in beiden Augen, (2) die akzeptierten Verwackelungsamplituden waren mehr als 7mal grösser als die Verwackelungsamplituden durch natürliche Fixationsaugenbewegungen. (3) Binokulare blickstabilisierte Darbietung verschlechterte die Tiefenwahrnehmung nicht, obwohl die Augenpositionen dann unter Bedingungen eines offenen Regelkreises angesteuert wurden. Schließlich wurde eine neue, vollautomatisierte Software zur Messung des Stereosehens entwickelt und getestet, die eine Quantifizierung der Stabilität der Tiefenwahrnehmung erlaubt.

## 6 Englische Zusammenfassung

**Purpose.** When we fixate a point, it appears stationary. This is surprising because both eyes make miniature fixational eye movements which cause continuous motion (jitter) of the images on the retina. In the current thesis, it was studied how retinal image jitter might compromise binocular depth perception (stereopsis).

**Methods.** (1) Using newly developed software in C++, random dot stereograms (Julesz, 1964) were randomly artificially jittered against each other for both eyes with 60 Hz. To control visual input in both eyes independently, the 11 subjects

wore red/green spectacles. The maximal jitter amplitudes which still allowed detection of disparities of 1.9 arcmin were determined with an automated 2-FAC staircase procedure. (2) Using a high-resolution binocular video eye tracker that was developed in the lab, binocular fixational eye movements were recorded in each subject. Recorded eye movements could be replayed by the software described above and detection of disparities could be quantified with simulated natural eye movements. (3) Finally, random dot stereograms could be presented for the first time under binocularly gaze contingent conditions, using the eye tracker with red/green spectacles.

**Results.** (1) Subjects displayed a surprisingly high level of tolerance against jitter in the random dot stereograms: disparities were correctly identified even with an average jitter amplitude of 150 arcmin, about 80 times larger than the disparities themselves. Three subjects accepted only 50 arcmin of jitter. (2) Average jitter amplitudes originating from fixational eye movements were on average 7.3 times smaller so that fixational eye movements should not impose any limitation on stereopsis. (3) All subjects reliably detected disparities of 1.9 arcmin also under binocularly gaze contingent conditions. Obviously, retinal image motion imposed by fixational eye movements is not necessary for this level of stereo acuity (about 5 mm at a distance of 60 cm). With binocularly gaze contingent presentations, both eye positions were under open loop conditions. Accordingly, large drifts in eye positions and vergence were observed and it is impressive that stereopsis remained functional under these conditions.

**Discussion.** Limited by the minimal size of pixels on the screen (1.7 arcmin at 60 cm) no smaller disparities could be presented. It is known that thresholds of stereo acuity are about a factor of 10 lower (10 arc sec). It was therefore not possible to determine whether there was a change in thresholds. On the other hand, gaze contingent presentation with an angular resolution of 10 arcsec was technically not possible so that measurements of thresholds would not have been possible anyway.

**Conclusions.** (1) Stereopsis is surprisingly stable against random binocular jitter of the random dot stereograms presented to both eyes, (2) accepted jitter amplitudes were more than 7 times larger than the jitter imposed by natural fixational eye movements, (3) binocular gaze contingent presentation did not reduce depth perception even though both eye positions were under open loop conditions. Finally, a novel full automated software was developed and tested which allows quantification of the stability of depth perception.

## 7 Literaturverzeichnis

- AULHORN, E. 1967. [The reciprocal effect exerted by retinal areas (perceiving) identical images in normal and disturbed binocular vision]. *Doc Ophthalmol*, 23, 26-61.
- BACH, M. 1997. Anti-aliasing and dithering in the 'Freiburg Visual Acuity Test'. *Spat Vis*, 11, 85-9.
- BEHREND S J, B. J., DEUTZMANN R, EHMKE H, FRINGS S, GRISSMER S, HOTH M, KURTZ A, LEIPZIGER J ET AL 2021. *Duale Reihe Physiologie*, Stuttgart: Thieme.
- BENDA, J. 2021. Neural adaptation. *Current Biology*, 31, R110-R116.
- BLAKEMORE, C. & CAMPBELL, F. W. 1969. On the existence of neurones in the human visual system selectively sensitive to the orientation and size of retinal images. *J Physiol*, 203, 237-60.
- BURT, P. & JULESZ, B. 1980. Modifications of the classical notion of Panum's fusional area. *Perception*, 9, 671-82.
- CUNITZ, R. J. & STEINMAN, R. M. 1969. Comparison of saccadic eye movements during fixation and reading. *Vision Res*, 9, 683-93.
- F SCHAEFFEL, A. O., M BETHGE 2012. Surprising Speed Jitter Invariance Of Pattern Matching In Random Dot Stereopsis *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 53 (14), 1782-1782.
- HAFED, Z. M. 2011. Mechanisms for generating and compensating for the smallest possible saccades. *Eur J Neurosci*, 33, 2101-13.
- HAFED, Z. M. 2013. Alteration of visual perception prior to microsaccades. *Neuron*, 77, 775-86.
- HAFED, Z. M. 2018. Superior Colliculus: A Vision for Orienting. *Curr Biol*, 28, R1111-R1113.
- HAFED, Z. M., CHEN, C. Y. & TIAN, X. 2015. Vision, Perception, and Attention through the Lens of Microsaccades: Mechanisms and Implications. *Front Syst Neurosci*, 9, 167.
- HAFED, Z. M., GOFFART, L. & KRAUZLIS, R. J. 2009. A neural mechanism for microsaccade generation in the primate superior colliculus. *Science*, 323, 940-3.
- HAFED, Z. M. & KRAUZLIS, R. J. 2010. Microsaccadic suppression of visual bursts in the primate superior colliculus. *J Neurosci*, 30, 9542-7.
- HERZAU, V. & AULHORN, E. 1975. [Examination of stereoscopic vision with the phase-difference haloscope (author's transl)]. *Klin Monbl Augenheilkd*, 167, 413-20.
- IVANCHENKO, D., RIFAI, K., HAFED, Z. M. & SCHAEFFEL, F. 2021. A low-cost, high-performance video-based binocular eye tracker for psychophysical research. *J Eye Mov Res*, 14.
- J. Y. LETTVIN, H. R. M., W. S. MCCULLOCH, W. H. PITTS 1968. *What the Frog's Eye tells the Frog's Brain*.
- JULESZ, B. 1964. Binocular Depth Perception without Familiarity Cues. *Science*, 145, 356-62.
- JURIN 1738. *An essay on distinct an indistinct vision* Cambridge, UK.

- KANDEL, E. R., SCHWARTZ, J.H., JESSEL, T.M. 2000. *Principles of Neural Science*, McGraw-Hill.
- KO, H. K., POLETTI, M. & RUCCI, M. 2010. Microsaccades precisely relocate gaze in a high visual acuity task. *Nat Neurosci*, 13, 1549-53.
- KRAUZLIS, R. J., GOFFART, L. & HAFED, Z. M. 2017. Neuronal control of fixation and fixational eye movements. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, 372.
- KROMEIER, M., SCHMITT, C., BACH, M. & KOMMERELL, G. 2003. Stereoacuity versus fixation disparity as indicators for vergence accuracy under prismatic stress. *Ophthalmic Physiol Opt*, 23, 43-9.
- MARTINEZ-CONDE, S., MACKNIK, S. L. & HUBEL, D. H. 2004. The role of fixational eye movements in visual perception. *Nat Rev Neurosci*, 5, 229-40.
- OGLE, K. N., MARTENS, T. G. AND DYER, L. A. 1969. Oculomotor Imbalance in Binocular Vision and Fixation Disparity. *Archives of Ophthalmology*, 81, 450-451.
- OGLE, K. N., MUSSEY, F. & PRANGEN, A. D. 1949. Fixation disparity and the fusional processes in binocular single vision. *Am J Ophthalmol*, 32, 1069-87.
- POGGIO, T., FAHLE, M. & EDELMAN, S. 1992. Fast perceptual learning in visual hyperacuity. *Science*, 256, 1018-21.
- POLETTI, M., INTOY, J. & RUCCI, M. 2020. Accuracy and precision of small saccades. *Sci Rep*, 10, 16097.
- ROHALY, A. M. & WILSON, H. R. 1999. The effects of contrast on perceived depth and depth discrimination. *Vision Res*, 39, 9-18.
- ROLLMANN, W. 1853. Zwei neue stereoskopische Methoden. *Annalen der Physik*, vol. 166, pp. 186-187.
- RUCCI, M. 2008. Fixational eye movements, natural image statistics, and fine spatial vision. *Network*, 19, 253-85.
- RUCCI, M., IOVIN, R., POLETTI, M. & SANTINI, F. 2007. Miniature eye movements enhance fine spatial detail. *Nature*, 447, 851-4.
- RUCCI, M. & POLETTI, M. 2015. Control and Functions of Fixational Eye Movements. *Annu Rev Vis Sci*, 1, 499-518.
- SCHOR, C. M. & TYLER, C. W. 1981. Spatio-temporal properties of Panum's fusional area. *Vision Res*, 21, 683-92.
- TAKAI, Y., SATO, M., TAN, R. & HIRAI, T. 2005. Development of stereoscopic acuity: longitudinal study using a computer-based random-dot stereo test. *Jpn J Ophthalmol*, 49, 1-5.
- TIAN, X. & CHEN, C. Y. 2015. Probing perceptual performance after microsaccades. *J Neurosci*, 35, 2842-4.
- VILLEGAS, E. A., ALCON, E. & ARTAL, P. 2008. Optical quality of the eye in subjects with normal and excellent visual acuity. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 49, 4688-96.
- WESTHEIMER, G. 2008. Illusions in the spatial sense of the eye: geometrical-optical illusions and the neural representation of space. *Vision Res*, 48, 2128-42.
- WHEATSTONE, C. 1838. *XVIII. Contributions to the physiology of vision.—Part the first. On some remarkable, and hitherto unobserved, phenomena of*

- binocular vision*, Philosophical transactions of the Royal Society of London.
- WILLEKE, K. F., TIAN, X., BUONOCORE, A., BELLET, J., RAMIREZ-CARDENAS, A. & HAFED, Z. M. 2019. Memory-guided microsaccades. *Nat Commun*, 10, 3710.
- WOO, G. C. 1974. Temporal tolerance of the foveal size of Panum's area. *Vision Res*, 14, 633-5.
- YARBUS, A. L. 1967. *Eye Movements and Vision*, Springer-Verlag US, Springer New York, NY.
- ZUBER, B. L. & STARK, L. 1966. Saccadic suppression: elevation of visual threshold associated with saccadic eye movements. *Exp Neurol*, 16, 65-79.

## **8 Erklärung zum Eigenanteil**

Die Arbeit wurde im CIN (Werner Reichardt Centre for Integrative Neuroscience) unter Betreuung von Prof. Dr. Ziad Hafed, Ph. D. sowie Prof. Dr. med. Helmut Wilhelm durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte durch Prof. Dr. Ziad Hafed, Ph. D.

Die Versuche führte ich selbstständig durch. Hierzu gehörte der Aufbau des Eye Trackers, dessen Kalibrierung und Testung. Anschließend folgte die Planung der Abläufe sowie deren Optimierung, die Einbestellung der Proband\*innen, die Durchführung der Messungen und deren Auswertung. Sämtliche Literaturstudien erfolgten durch mich. Meine Ergebnisse interpretierte ich selbstständig in Rücksprache mit meinem Betreuer und schrieb anschließend die Arbeit analog den Vorgaben der Universität Tübingen.

Die Programmierung erfolgte durch Prof. Dr. rer. nat. Frank Schaeffel.

Die statistische Auswertung erfolgte eigenständig in Rücksprache mit Prof. Dr. Ziad Hafed, Ph. D.

Ich versichere, das Manuskript selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.