



MEDIZINISCHE FAKULTÄT
UNIVERSITÄTSKLINIKUM MAGDEBURG A.ö.R.

Sektion für klinische und experimentelle Sinnesphysiologie

Universitätsaugenklinik

Medizinische Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

**Gehen und Sehen bei Glaukom –
Psychophysische Untersuchungen der visuellen
Wahrnehmung bei Eigenbewegung**

D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung des Doktorgrades
Dr. med.
(doctor medicinae)
an der Medizinischen Fakultät
der Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

vorgelegt von Rosalie Beyer
geb. in Dresden
Magdeburg, Juni 2024

Dokumentationsblatt

Bibliographische Beschreibung:

Beyer, Rosalie:

Gehen und Sehen bei Glaukom – Psychophysische Untersuchungen der visuellen Wahrnehmung während Bewegung. - 2024. – 67 Bl., 28 Abb., 2 Tab.

Kurzreferat

Fragestellung. Das Sturzrisiko älterer Menschen wird durch eine Beeinträchtigung der Sehleistung zusätzlich erhöht. Diese Arbeit untersucht die Hypothese, dass die visuelle Wahrnehmung sowohl bei älteren Gesunden, als auch bei Glaukompatienten durch das Gehen auf einem Laufband (Gehen_{LB}) beeinflusst wird.

Methodik. An der Studie nahmen 30 gesunde Kontrollpersonen im Alter von 64-83 Jahren und 18 Glaukompatienten zwischen 62 und 82 Jahren teil. Der Effekt des Gehen_{LB} wurde bei drei Geschwindigkeiten [i) statisch, ii) selbstgewählte Geschwindigkeit, zügigem Gehen entsprechend, iii) 3,5 km/h] binokular für drei Sehfunktionen untersucht: i) bestkorrigierte Sehschärfe ohne/mit Crowding-Effekt ($VA_{S/C}$ [logMAR]), ii) Kontrastempfindlichkeit (CS [logCS]) und iii) Gesichtsfeldempfindlichkeit (MD [dB]). Zur Prüfung eines signifikanten Effektes des Gehen_{LB} auf die visuellen Funktionen wurden ANOVAs mit Messwiederholung unter Einbeziehung der Faktoren Gruppe, Geschwindigkeit und Wiederholung durchgeführt.

Ergebnisse. Das Gehen_{LB} beeinflusste die Glaukompatienten und Kontrollen gleichermaßen. Unabhängig von der Gruppe hatte das Gehen_{LB} einen hochsignifikanten Effekt auf beide Typen der Sehschärfe mit einem mittleren Verlust von 0.04 ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,41$), sowie auf die Gesichtsfeldempfindlichkeit mit einem mittleren Verlust von 1 dB ($p < 0,001$, $\eta^2 = 0,70$). Die Kontrastempfindlichkeit blieb dagegen konstant.

Schlussfolgerungen. Die in dieser Studie etablierte Methodik ermöglicht die Ermittlung des durch Bewegung induzierten Verlustes der Sehfunktionen wie die Reduktion von $VA_{S/C}$ und MD durch das Gehen_{LB}. Sie bietet damit Möglichkeiten, den Zusammenhang von Sehbeeinträchtigung und Mobilität und damit dem erhöhten Sturzrisiko bei fortgeschrittenem Glaukom weiterführend zu erforschen.

Schlüsselwörter: Sehschärfe, Kontrastsensitivität, Gesichtsfeld, Glaukom

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	1
2	Grundlagen	3
2.1	Anatomie und Physiologie des Sehsystems	3
2.2	Glaukom.....	6
2.2.1	Epidemiologie.....	7
2.2.2	Definition	7
2.2.3	Pathogenese	7
2.2.4	Diagnostik und Auswirkungen	8
2.2.5	Glaukom und Stürze.....	10
2.3	Untersuchungsmethoden	12
2.3.1	Sehschärfenbestimmung.....	12
2.3.1.1	Konventionelle Sehschärfe.....	12
2.3.1.2	Crowding Effekt.....	15
2.3.1.3	Sehschärfe bei Eigenbewegung.....	16
2.3.2	Kontrastsensitivität	17
2.3.3	Gesichtsfeld	18
2.3.4	Optische Kohärenz-Tomographie (OCT).....	19
2.4	Aktueller Forschungsstand	19
3	Fragestellung der Arbeit	21
4	Material & Methoden	23
4.1	Studiendurchführung	23
4.1.1	Versuchspersonen	23
4.1.2	Messaufbau	25
4.1.3	Datenerhebung	27
4.1.3.1	Untersuchungen.....	27
4.1.3.2	Procedere.....	29
4.2	Datenanalyse und Statistik	30
4.2.1	Vorbereitung der Daten	30
4.2.1.1	Daten-Korrektur.....	30

4.2.1.2	Berechnung des visuellen Funktionsverlustes	32
4.2.1.3	Pulsanalyse	32
4.2.2	Statistische Auswertung	32
5	Ergebnisse	34
5.1	Übersicht	34
5.2	Effekt des Gehen _{LB}	38
5.3	Visueller Funktionsverlust	41
5.4	Korrelationen	42
6	Diskussion	47
6.1	Kurzzusammenfassung der Ergebnisse	47
6.2	Sehleistung & Stürze: Glaukom vs Gesunde	47
6.3	Ausblick und klinische Relevanz	49
6.4	Limitationen	49
6.5	Schlussfolgerung	50
7	Zusammenfassung	51
8	Literaturverzeichnis	52
9	Ehrenerklärung	59

Gendererklärung

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in dieser Arbeit die Sprachform des generischen Maskulinums verwendet. Es wird an dieser Stelle darauf hingewiesen, dass entsprechende Begriffe im Sinne der Gleichbehandlung grundsätzlich für alle Geschlechter gelten.

Abkürzungsverzeichnis

In dieser Arbeit wurden englische Abkürzungen teilweise aufgrund ihrer Verwendung in der Literatur belassen, teilweise für ein besseres Verständnis ins Deutsche übersetzt.

BCVA	bestkorrigierte Sehschärfe (best corrected visual acuity)
bpm	Schlag pro Minute (beats per minute)
CS	Kontrastempfindlichkeit (contrast sensitivity)
G	Glaukoma Patienten
G ₀	statisch, Geschwindigkeit = 0 km/h
G _{ind}	individuelle Laufbandgeschwindigkeit
G _{3,5}	Geschwindigkeit = 3,5 km/h
Gehen _{LB}	Gehen auf dem Laufband
GF	Gesichtsfeld
ICC	Intraklassenkoeffizient (intraclass coefficient)
K	Kontrollprobanden
logCS	Logarithmus des Weber-Kontrasts (contrast sensitivity)
logMAR	Logarithmus des minimalen Auflösungswinkels (minimum angle of resolution)
MD	Mittlere Abweichung der Gesichtsfeldempfindlichkeit von altersentsprechender Kontrollgruppe (mean deviation)
mGCL	Volumen der makulären Ganglienzellschicht (ganglion cell layer)
mGCL+IPL	Summe des Volumens der makulären GCL + IPL
mIPL	Volumen der makulären inneren plexiformen Schicht (inner plexiform layer)
OCT	Optische Kohärenztomographie
pRNFL	peripapilläre retinale Nervenfaserschichtdicke (peripapillary retinal nerve fiber layer)
R/L	rechtes/linkes Auge
RM-ANOVA	repeated measures analysis of variance
VA _{s/c}	Sehschärfe (visual acuity) ohne/mit Crowding-Effekt (single/crowded optotype)

1 Einführung

Das Älterwerden beinhaltet auch das vermehrte Auftreten von verschiedensten Krankheiten, die das Leben zunehmend beeinflussen und das Wohlbefinden beeinträchtigen können (Renteln-Kruse 2001; Robert Koch-Institut 2009). Dabei sind auch die Folgen von Stürzen im Alltag und deren zum Teil schwere Folgen nicht zu unterschätzen.

Etwa ein Drittel der über 65-Jährigen Menschen in Deutschland stürzt mindestens einmal im Jahr, wobei das Sturzrisiko pro Dekade um 10 % ansteigt (BMFSFJ 2001; Icks et al. 2005; Patino et al. 2010). Die Folgen können für die Betroffenen schwerwiegend sein: etwa 5 % erleiden Frakturen, von denen 50 % ihre vorherige Beweglichkeit nicht wiedererlangen können und 20 % sogar dauerhaft pflegebedürftig bleiben (Icks et al. 2005). Ein Sturz geht daher häufig mit Krankenhausaufenthalten einher, mit Operationen, dem Verlust der Selbstständigkeit und dadurch einer deutlichen Verminderung der Lebensqualität. Aber auch die Angst vor erneuten Stürzen schränkt die Betroffenen ein, sie ziehen sich zurück und sind weniger aktiv, was wiederum das Risiko zu stürzen erhöht. Es entsteht ein *Circulus vitiosus* (Daga et al. 2017; Lee et al. 2013). Neben den schweren Folgen für den Einzelnen sind auch die Kosten für das Gesundheitssystem enorm. Die unmittelbar entstehenden Kosten für Deutschland werden auf ca. 1 Milliarde Euro pro Jahr geschätzt – durch den demographischen Wandel wird diese Summe noch weiter ansteigen (Icks et al. 2005).

Die Risikofaktoren für einen Sturz sind vielfältig und nehmen mit dem Alter stetig zu. Dazu gehören bestimmte Medikamente, wie zum Beispiel Neuroleptika und Benzodiazepine, aber auch Arthritis, Schwindel und Schwäche. Außerdem stellt das weibliche Geschlecht einen Risikofaktor dar (Icks et al. 2005). Auch Sehstörungen sowie Balance- und Gangschwierigkeiten führen zu Stürzen (Freeman et al. 2007; Lee et al. 2013). Die Verletzungsgefahr ist im Alter durch brüchigere Knochen und geringere protektive Reflexe zusätzlich deutlich höher als in jüngeren Altersgruppen (Dhital et al. 2010).

Zur Senkung des Sturzrisikos können verschiedene Maßnahmen beitragen. Zum einen kann das Risiko durch eine bessere medikamentöse Einstellung reduziert werden, zum anderen aber auch durch Katarakt-OPs für eine bessere Sehleistung sowie durch die Verbesserung von Balance und Kraft (Grossman et al. 2018; Lee et al. 2013). Einige Studien belegen außerdem die Wirksamkeit von multifaktoriellen Trainingsprogrammen (Gillespie et al. 2009; Tinetti 2003).

Wie zuvor bereits erwähnt, geht eine Beeinträchtigung der Sehleistung mit einem erhöhten Sturzrisiko einher. Besonders der Verlust des Gesichtsfeldes hat einen großen Einfluss, da die

Umgebung nicht mehr adäquat wahrgenommen werden kann. Bei Defekten im unteren Halbfeld werden beispielsweise Hindernisse auf dem Boden übersehen. Die häufigste Augenkrankheit, die mit Verlusten im peripheren Gesichtsfeld einhergeht, ist das Glaukom. Glaukompatienten haben dadurch ein deutlich erhöhtes Sturzrisiko im Vergleich zu Gleichaltrigen ohne diese Erkrankung (Black et al. 2011; Coleman et al. 2007; Daga et al. 2017; Dhital et al. 2010; Freeman et al. 2007). Nicht nur das eingeschränkte Gesichtsfeld, sondern auch die neurodegenerative Komponente des Glaukoms können die erhöhte Prävalenz vom Stürzen bedingen. Das Glaukom ist nicht nur auf das Auge begrenzt, sondern führt auch zu Veränderungen im Gehirn, die wiederum integrative Prozesse zur Stabilisierung und Balance stören können (Trivedi et al. 2019; Williams et al. 2013; You et al. 2021).

Es stellt sich daher die Frage, ob Glaukompatienten durch Eigenbewegung, bei der Balance und integrative Prozesse für die Blickstabilisierung wichtig sind, eine reduzierte visuelle Wahrnehmung im Vergleich zu gleichaltrigen gesunden Kontrollprobanden aufweisen. Diese Thematik wird in der vorliegenden Arbeit untersucht.

2 Grundlagen

Das Sehen und damit die Fähigkeit des Menschen, seine Umgebung in Formen und Farben wahrzunehmen, wird durch das visuelle System, bestehend aus beiden Augen und ihren Sehnerven, Sehbahn und -strahlung, sowie dem Verarbeitungszentrum im Gehirn, dem visuellen Kortex, ermöglicht und im folgenden Kapitel näher erläutert.

2.1 Anatomie und Physiologie des Sehsystems

Das menschliche Auge ist ein komplexes, nahezu kugelförmiges Organ (siehe Abbildung 1). Die Hülle des Augapfels besteht aus drei Schichten. Die äußerste bildet die Lederhaut (Sklera), deren derbes Bindegewebe die Stabilität des Sinnesorgans gewährleistet. Diese lichtundurchlässige Haut geht anterior in die lichtdurchlässige Hornhaut (Cornea) über. Die Aderhaut (Chorioidea) führt Blutgefäße und ist damit für die Versorgung zuständig. Im vorderen Bereich bildet sie den Ziliarkörper und reguliert über die Iris, dem anterioren Teil dieser Schicht, den Lichteinfall in das Auge. Die innerste Schicht des Augapfels ist die Netzhaut (Retina), sie besteht aus mehreren Schichten und enthält die Lichtsinneszellen. Das Innere des hinteren Augenabschnittes wird durch den Glaskörper (Corpus vitreum) ausgefüllt.

Das Auge kann anatomisch in den vorderen und hinteren Augenabschnitt eingeteilt werden. Der vordere umfasst dabei Binde- und Hornhaut, die mit Kammerwasser gefüllte Vorder- und Hinterkammer, sowie Iris, Ziliarkörper und Linse. Glaskörper und Netzhaut zählen entsprechend zum Hinterabschnitt (Grehn 2019).

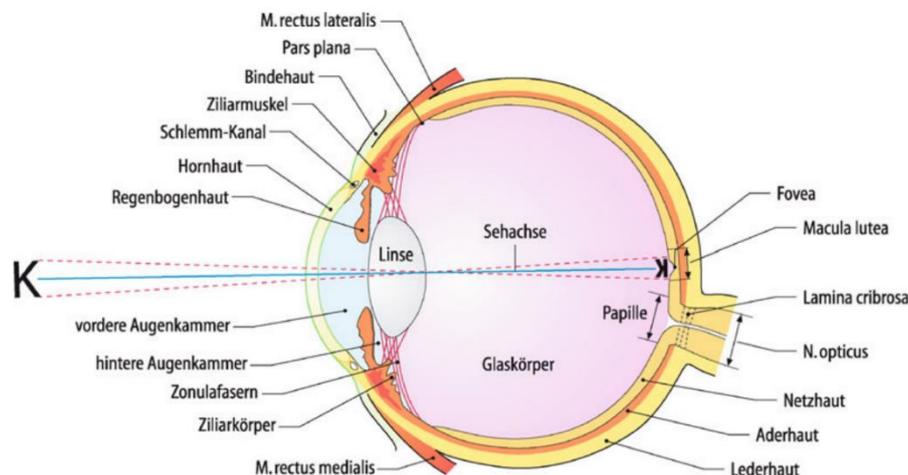


Abbildung 1. Anatomie des Auges. Das kugelförmige Sinnesorgan wird von drei Schichten umhüllt: der Lederhaut (Sklera), Aderhaut (Chorioidea) und Netzhaut (Retina). Das Innere wird durch den Glaskörper (Corpus vitreum) ausgefüllt. Über die Pupille steuert die Iris die Menge des einfallenden Lichts, welches durch die optischen Medien Hornhaut, Kammerwasser und Linse auf die Netzhaut gebündelt wird. Der Punkt des schärfsten Sehens, an dem die Dichte der Zapfen am höchsten ist, wird Makula oder auch gelber Fleck genannt. An der Papille verlassen die Nervenfasern das Auge und ziehen als Sehnerv weiter. (Grehn 2019)

Das einfallende Licht wird durch die optischen Medien Hornhaut, mit einer Brechkraft von 43 Dioptrien (dpt), Kammerwasser mit -3,7 dpt und Linse mit 10 bis 20 dpt gebrochen und auf der Netzhaut gebündelt (Lang 2019; Schmidt et al. 2011).

In der Netzhaut findet die Umwandlung der Lichtreize in elektrische Impulse statt, sie enthält etwa 127 Millionen Sinneszellen. Diese befinden sich in der äußersten retinalen Schicht und werden in Zapfen und Stäbchen unterschieden. Die Zapfen sind für das Tag- und Farbsehen zuständig und haben ihre höchste Dichte in der Makula, dem Ort des schärfsten Sehens. Die Stäbchen dagegen befinden sich vorrangig parafoveal sowie in der Peripherie und sind für das Dämmerungs- und Nachtsehen verantwortlich (Grehn 2019).

Um zu den Sinneszellen zu gelangen, muss das Licht entsprechend durch alle weiteren Schichten der Netzhaut hindurch. Der Schicht der Photorezeptoren (Stratum segmentorum), in welchem die Innen- und Außensegmente der Sinneszellen liegen und die Aufnahme der Lichtreize stattfindet, folgen nach außen hin nur noch das Pigmentepithel und die Bruchmembran, die die Grenze zwischen Netz- und Aderhaut bilden. Nach innen schließt sich die äußere Grenzmembran (Stratum limitans externum) an, in welchem sich die Verbindungen von Photorezeptoren und Müller-Zellen, den Stützzellen der Retina, befinden. Die Schicht, in denen die Zellkörper der Photorezeptoren liegen, wird äußere Körnerschicht (Stratum nucleare externum) genannt. Die elektrischen Impulse gelangen über die Synapsen in der äußeren plexiformen Schicht (Stratum plexiforme externum) über die Bipolarzellen der inneren Körnerschicht (Stratum nucleare internum) und plexiformen Schicht (Stratum plexiforme internum) zur Ganglienzellschicht (Stratum ganglionicum), in der sich die Perikaryen der Ganglienzellen befinden. Auf diesem Weg durch die Schichten der Netzhaut findet mithilfe von Interneuronen, wie den Horizontal- und amakrinen Zellen, eine horizontale Verschaltung der Informationen statt. In der Nervenfaserschicht (Stratum neurofibrarum) ziehen die Axone der Ganglienzellen schließlich zur Papille und bilden den Sehnerven, welcher die Reize zur weiteren Verarbeitung in das Gehirn leitet. Die Grenze zum Glaskörper bildet die innere Grenzmembran (Stratum limitans internum) (siehe Abbildung 2 und Abbildung 3) (Grehn 2019; Lüllmann-Rauch 2012).

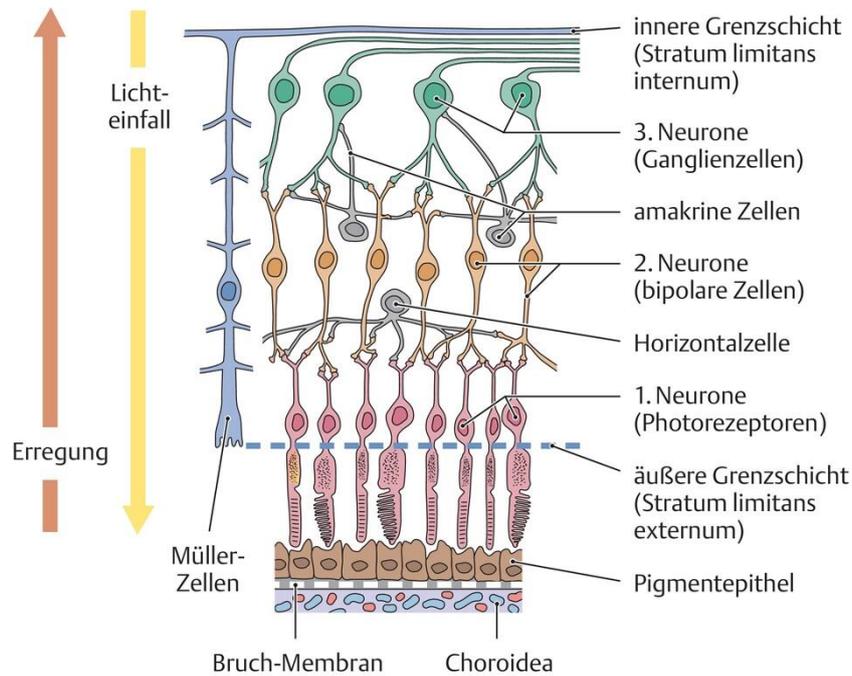


Abbildung 2. Schematischer Aufbau der Netzhaut. Das einfallende Licht muss durch fast alle Schichten der Netzhaut hindurch, bis es die Sinneszellen erreicht. Die Grenzschicht zur Chorioidea bildet die Bruchmembran, der das Pigmentepithel folgt. In den Außensegmenten der Photorezeptoren findet schließlich die Lichtwahrnehmung statt, bei der die Lichtreize in elektrische Signale umgewandelt werden. Von den Photorezeptoren werden diese Informationen erst an Bipolarzellen und dann an die Ganglienzellen, deren Neurone den Sehnerven bilden, weitergegeben. Neben dieser vertikalen findet auch eine horizontale Verschaltung über Horizontal- und amakrine Zellen statt. (Aumüller et al. 2020)

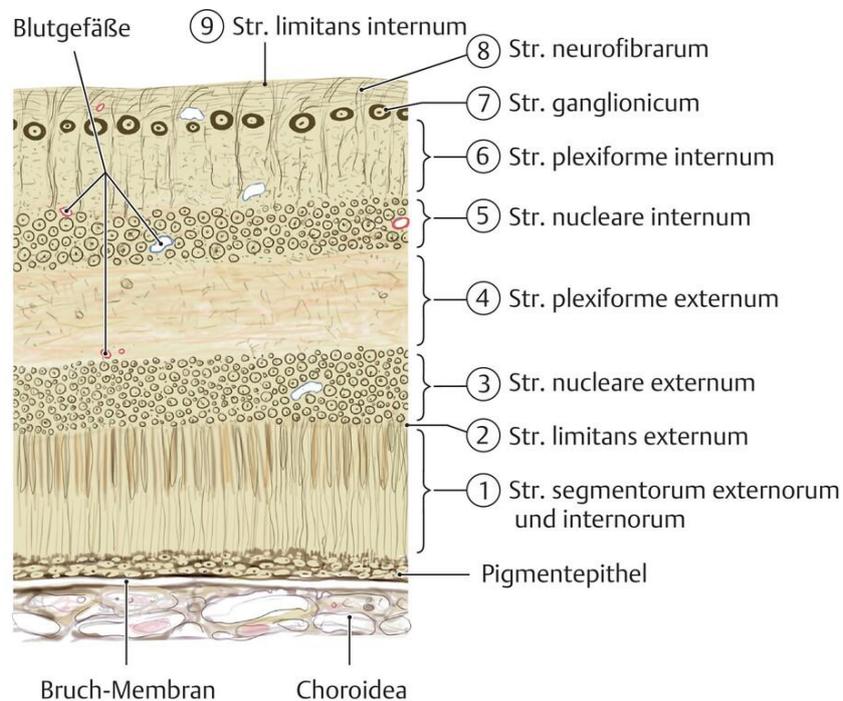


Abbildung 3. Histologischer Aufbau der Retina. Die Außensegmente der Photorezeptoren, in denen die Lichtwahrnehmung stattfindet, liegen im Stratum segmentorum externum, während die Zellkörper der Sinneszellen selbst im Stratum nucleare externum liegen. Der elektrische Reiz wird dann über die Bipolarzellen im Stratum nucleare internum an die Ganglienzellen im Stratum ganglionicum weitergegeben, deren Axone im Stratum neurofibrarum zum Sehnerven verlaufen. (Aumüller et al. 2020)

An der Austrittsstelle des Nervus opticus (Papille) befinden sich keine Photorezeptoren, wodurch an dieser Stelle keine Lichtwahrnehmung stattfindet. Im Gesichtsfeld entsteht als Korrelat der sogenannte „Blinde Fleck“ (Grehn 2019). Nach dem Durchtritt durch die sogenannte Lamina cribrosa sind die Axone von Markscheiden umhüllt und ziehen zum Chiasma opticum. An dieser Stelle kreuzen die nasalen Anteile des Nervus opticus auf die Gegenseite und gelangen gemeinsam mit den temporalen Anteilen des kontralateralen Sehnerven als Tractus opticus weiter zum Corpus geniculatum laterale, wo die Umschaltung auf das 4. Neuron erfolgt (Kahle 2013). Von dort verlaufen die elektrischen Signale weiter über die Sehstrahlung (Radiatio optica) schließlich zur Sehrinde (Area striata), wo die Verarbeitung des Seheindrucks stattfindet (siehe Abbildung 4) (Grehn 2019; Kahle 2013; You et al. 2021).

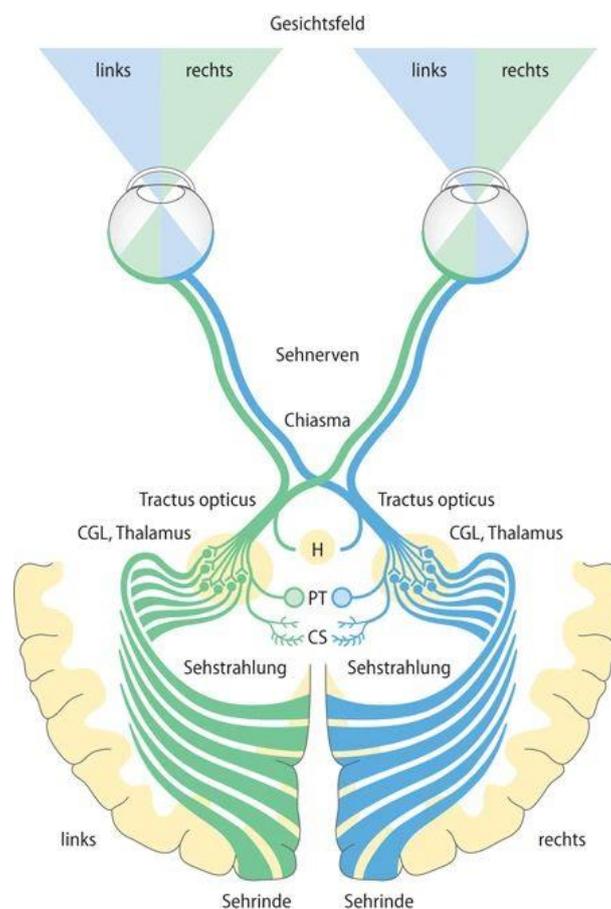


Abbildung 4. Schematische Abbildung der Sehbahn. Im Chiasma opticum kreuzen die nasalen Anteile der Nervi optici zur Gegenseite, sodass die Verarbeitung des linken Gesichtsfeldes in der rechten Hemisphäre stattfindet und anders herum. Nach der Kreuzung der Fasern ziehen sie als Tractus opticus weiter zu den Corpora geniculata laterale, wo die nächste Verschaltung stattfindet. Die visuellen Informationen gelangen schließlich über die Sehstrahlung (Radiatio optica) zur Sehrinde (Area striata). (Brandes et al. 2019)

2.2 Glaukom

Die visuelle Wahrnehmung kann durch verschiedenste Krankheiten, die beispielsweise Hornhaut, Linse oder Netzhaut betreffen können, beeinträchtigt werden. Thema dieser Arbeit ist das Glaukom, auch Grüner Star genannt, welches im folgenden Abschnitt erklärt wird.

2.2.1 Epidemiologie

In Deutschland sind etwa 800.000 Menschen an einem Glaukom erkrankt (Lang 2019). Die Erkrankung gehört weltweit zu den häufigsten Ursachen einer irreversiblen Erblindung, etwa 15-20 % aller Erblindungen sind weltweit auf das Glaukom zurückzuführen (Lang 2019; Wang et al. 2016; Williams et al. 2013). Die Zahl der Betroffenen wird in den nächsten Jahren durch die steigende Lebenserwartung noch weiter deutlich zunehmen (Demaria et al. 2021; Renieri 2020; You et al. 2021).

2.2.2 Definition

Der Begriff des Glaukoms fasst ätiologisch verschiedene Krankheiten zusammen, die alle zu einem gemeinsamen Befund führen: der chronisch progredienten Optikusneuropathie mit einer Aushöhlung des Sehnervenkopfes (vergrößerte Exkavation) und durch die Schädigung der retinalen Ganglienzellen bedingte Gesichtsfelddefekte bis hin zur Erblindung (Grehn 2019; Williams et al. 2013; You et al. 2021).

2.2.3 Pathogenese

Ein Risikofaktor und einziger Angriffspunkt aktueller Therapien ist ein erhöhter Augeninnendruck (Gupta und Yücel 2007; Nucci et al. 2013). Je nach Ätiologie werden unter anderem primäre und sekundäre, Offenwinkel- und Winkelblockglaukome unterschieden. Der individuell erhöhte Augeninnendruck wird bei allen Formen des Glaukoms durch einen erniedrigten Kammerwasserabfluss verursacht, nicht durch eine Überproduktion. Das Kammerwasser wird durch den Ziliarkörper gebildet und fließt zwischen der Linse und Iris durch die Pupille in die Vorderkammer des Auges. Von dort gelangt es über ein Trabekelwerk im Kammerwinkel in den Schlemm'schen Kanal und schließlich in die abführenden Venen (siehe Abbildung 5). Bei den genannten Arten des Glaukoms ist dieser Abfluss an verschiedenen Stellen und durch Ursachen verschiedener Ätiologie behindert und es kommt zu einem Anstieg des Augeninnendrucks > 21 mmHg (Brandes et al. 2019; Grehn 2019).

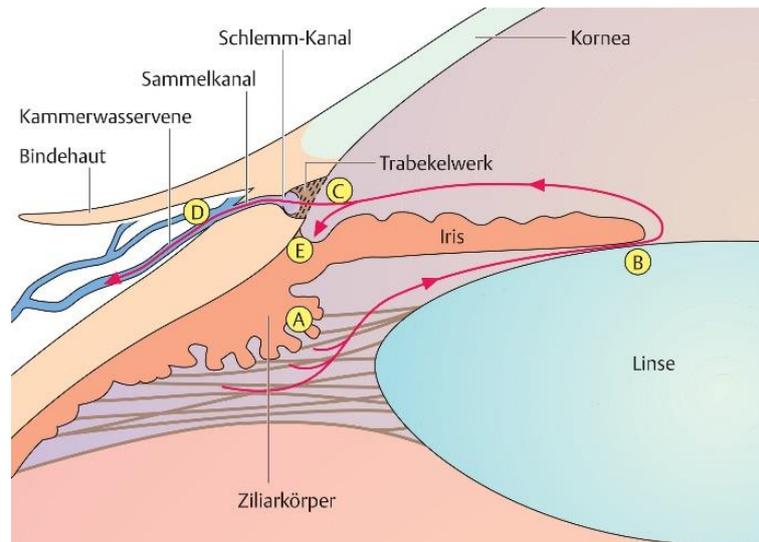


Abbildung 5. Diese schematische Darstellung zeigt den Fluss des Kammerwassers. Es wird im Ziliarkörper (A) gebildet, fließt zwischen Linse und Pupille (B) in die Vorderkammer und gelangt dann durch das Trabekelwerk (C) in den Schlemm'schen Kanal. Ein kleinerer Anteil läuft über das uveosklere Gefäßsystem (E) in den venösen Kreislauf ab. (Lang 2019)

Durch die resultierende Minderdurchblutung und mechanische Faktoren bei einem länger bestehenden erhöhten Augeninnendruck gehen die Axone der Ganglienzellen zugrunde und es kommt zu der bereits beschriebenen Exkavation der Papille (siehe Abbildung 6). Allerdings können auch glaukomatöse Veränderungen entstehen, ohne dass der Augeninnendruck Werte > 21 mmHg erreicht. In diesem Fall besteht ein Normaldruckglaukom (Grehn 2019).

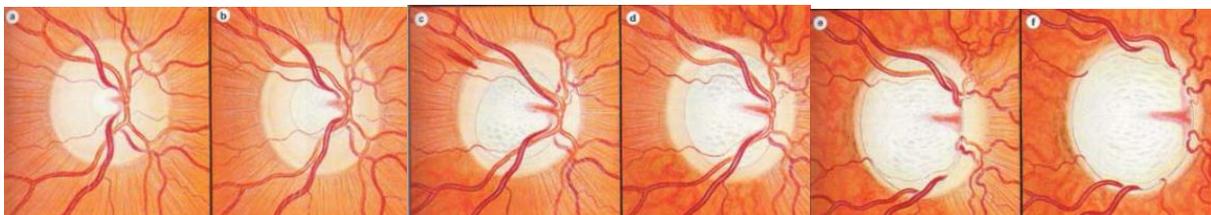


Abbildung 6. Schematische Darstellung der progressiven Papillenexkavation beim Glaukom. Die Bilder zeigen den Verlauf von einer vitalen Papille mit zentralem Gefäßabgang und kleiner zentraler Exkavation über verschiedene Stadien mit Papillenrandblutung (c) bis hin zur Optikusatrophie mit totaler Exkavation, nasalem Gefäßabgang und abgelenkten Gefäßen (f). (Mönch 2010)

2.2.4 Diagnostik und Auswirkungen

Besonders beim Normaldruck- und primärem Offenwinkelglaukom ist die oftmals erst späte Diagnosestellung ein limitierender Faktor in der Behandlung. Bereits in den Frühstadien der Krankheit liegen irreversible Schäden am Sehnerven vor, die der Patient allerdings noch nicht wahrnimmt, da die Gesichtsfeldausfälle in der Peripherie beginnen und durch Blickbewegung oder das andere Auge ausgeglichen werden können (Renieri 2020). Wenn der Patient die Ausfälle bemerkt und einen Ophthalmologen aufsucht, ist meist schon das zentrale Gesichtsfeld betroffen und die Krankheit daher in einem weit fortgeschrittenen Stadium (Grehn 2019; Jiang et al. 2017).

Das Glaukom sollte in möglichst frühen Stadien diagnostiziert werden, um das Fortschreiten der Schädigung zu verzögern und größere Gesichtsfeldausfälle oder eine Erblindung zu verhindern. Zur Diagnosestellung dienen die Messung des Augeninnendrucks sowie die Gesichtsfeld- und Papillenuntersuchung. In der Gesichtsfelduntersuchung (Perimetrie) zeigen sich die Defekte entlang der Nervenfasern, es entstehen die für das Glaukom typischen bogenförmige Skotome, die im Verlauf der Krankheit größer werden und schließlich zu einem Ringskotom verschmelzen können (siehe Abbildung 7) (Bowling 2017). Ein zu hoher Augeninnendruck mit den beschriebenen Gesichtsfelddefekten oder der Veränderung der Papille (s.o.) erlauben die Diagnosestellung des Glaukoms und implizieren einen Therapiebeginn (Grehn 2019; Renieri 2020). Die allen Glaukomarten zugrunde liegende Degeneration retinaler Ganglienzellen kann außerdem mit einer Messung der retinalen Nervenfaserschichtdicke mittels optischer Kohärenztomographie (OCT) objektiviert und im Verlauf beobachtet werden (Demaria et al. 2021; Haykal et al. 2021; Lang 2019). Die diagnostischen Methoden werden kontinuierlich weiter entwickelt, beispielsweise mit dem Ziel einer Gesichtsfeld-Screeninguntersuchung, die schnell und überall verfügbar ist, um das Glaukom rechtzeitig zu diagnostizieren und behandeln zu können (Müller et al. 2022).

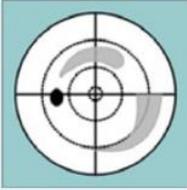
Stadium		Aulhorn und Karmeyer	Mills et al.
Stadium 1		nur relative Ausfälle	0,01 bis 5 dB MD und ≥ 1 Punkt unter 1%
Stadium 2		punkt-, streifen- oder bogenförmige Ausfälle ohne Verbindung zum blinden Fleck	5,01 bis 12 dB MD und 12-18 Punkte unter 1%
Stadium 3		absolute bogenförmige Ausfälle mit Verbindung zum blinden Fleck, mit oder ohne nasalen Sprung	12,01 bis 20 dB MD und 19-36 Punkte unter 1%
Stadium 4		ausgedehnte ring- oder halbringförmige Ausfälle mit erhaltener zentraler Insel	> 20 dB und und 37-74 Punkte unter 1%
Stadium 5		periphere temporale Gesichtsfeldreste ohne zentrale Insel	keine 30° statische Perimetrie mehr möglich wegen Zentralskotom

Abbildung 7. Schematische Darstellung der Stadieneinteilung des Gesichtsfeldes beim Glaukom. Im Stadium 1 treten nur relative Skotome auf, bereits im zweiten Stadium sind die typischen bogenförmige Ausfälle nachweisbar. Im Verlauf wird das Gesichtsfeld immer weiter eingeschränkt, bis im 5. Stadium kein zentrales Sehen mehr möglich ist. (Scheuerle et al. 2012)

Eine Heilung des Glaukoms ist nicht möglich, das Ziel der Behandlung ist daher das Aufhalten oder zumindest ein Hinauszögern des Fortschreitens der Krankheit und ihrer Folgen. Der aktuell einzige beeinflussbare Faktor ist dabei der Augeninnendruck. Neben medikamentöser Senkung des intraokularen Drucks stehen weitere Behandlungen, beispielsweise mittels Laser oder Operationen zur Verfügung (Grehn 2019; Renieri 2020).

2.2.5 Glaukom und Stürze

Das Glaukom gilt, wie in der Einleitung bereits erwähnt, als Risikofaktor für Stürze (Black et al. 2008; Coleman et al. 2007; Ramulu 2009). Eine reduzierte Sehleistung allgemein, wie aber auch beispielsweise die Gesichtsfeldeinschränkung beim Glaukom, sind mit einer erhöhten Sturzgefahr und erhöhten Prävalenz von Hüftfrakturen assoziiert (Black et al. 2008; Dhital et al. 2010; Ivers et al. 2000). Um sicher laufen zu können, müssen visuelle, vestibuläre und

somatosensorische Informationen verarbeitet und integriert werden. Das Sehen vermittelt dabei kontinuierlich die Position und Bewegungen der Körperteile, ihre Relation zueinander und dient der Wahrnehmung der Umgebung (Lord und Menz 2000; Patla 1997). Ein Funktionsverlust des visuellen Systems resultiert daher in Unsicherheit, Balanceverlust und Sturzgefahr (Daga et al. 2017; Luna et al. 2017; Robert Koch-Institut 2009).

Glaukumpatienten berichten auch von Balanceproblemen und haben einen schlechteren funktionellen Status im Sinne einer reduzierten Muskelkraft, geringerer körperlicher Aktivität und einer schlechteren Performance im Timed-up-and-go-Test (Black et al. 2011; Dhital et al. 2010; Hallemans et al. 2010; Ramulu et al. 2012). Ong et al. (2018) beschreiben einen gegenseitigen Effekt von physischer Aktivität und Fortschreiten des Glaukoms: Patienten mit dieser Erkrankung sind weniger aktiv, gleichzeitig hat körperliche Betätigung aber einen neuroprotektiven Effekt und könnte sich damit positiv auf die Progression der Erkrankung auswirken.

Entgegen früherer Annahmen ist das Glaukom nach neuesten Erkenntnissen nicht nur auf das Auge beschränkt, sondern verursacht auch Veränderungen im Gehirn (Trivedi et al. 2019; Williams et al. 2013). Es konnten Degenerationen entlang der Sehbahn, also nicht nur des Sehnerven selbst, sondern auch des Corpus geniculatum laterale, der Sehstrahlung und des visuellen Kortex nachgewiesen werden (Haykal et al. 2021; Jiang et al. 2017; Nucci et al. 2013; Wang et al. 2016). Diese scheinen mit der Schwere der Erkrankung zu korrelieren (Williams et al. 2013). In frühen Glaukomstadien wurde für manche Bereiche des Gehirns eine Zunahme des Volumens festgestellt, was ein Hinweis auf eine neuronale Schädigung sein könnte (Williams et al. 2013). Eine aktuelle Theorie bezüglich der neurodegenerativen Pathologie des Glaukoms ist die sogenannte transsynaptische Degeneration, bei der die Apoptose der retinalen Ganglienzellen eine Atrophie der nachfolgenden Strukturen induziert (Gupta und Yücel 2007; You et al. 2021). Auch eine vom Auge komplett unabhängige neurodegenerative Komponente wird diskutiert, da die Krankheit trotz adäquater Augeninnendrucksenkung bei einigen Patienten weiter fortschreitet (Gupta und Yücel 2007; Haykal et al. 2021). Doch nicht nur die Sehbahn scheint von den Veränderungen betroffen zu sein. Williams et al. (2013) fanden diese ebenfalls in Assoziationskortex, mehrere Arbeitsgruppen wiesen eine reduzierte Konnektivität des visuellen Kortex mit dem restlichen Gehirn nach (Dai et al. 2013; Wang et al. 2017; You et al. 2021). Diese Ergebnisse könnten eine Erklärung für Orientierungsschwierigkeiten und eine reduzierte Auge-Hand-Koordination darstellen, die bei Betroffenen auftritt (Demaria et al. 2021; Zwierko et al. 2019).

Das Glaukom beeinflusst die Gangsicherheit also nicht nur durch den Sehverlust selbst, sondern auch durch eine neurodegenerative Komponente, die zu Veränderungen integrativer Prozesse führt. Auch Reflexe, die der Aufrechterhaltung eines scharfen Bildes in Bewegung dienen, könnten demnach davon betroffen sein (Trivedi et al. 2019). Der vestibulo-okuläre und

zerviko-okuläre Reflex beispielsweise stabilisieren den Blick unter anderem durch kompensatorische Augenbewegungen. Eine Schädigung in ihrer Funktionsweise führt zu einer verschwommenen visuellen Wahrnehmung (Deshpande et al. 2013; Lambert et al. 2010; Starkov et al. 2020).

Diese vielfältigen Veränderungen und Beeinträchtigungen der visuellen und der neuronalen Verarbeitungsprozesse durch das Glaukom gaben den Anlass zu vorliegender Studie. In dieser wurde untersucht, ob die genannten Faktoren einen nachweisbar negativen Effekt auf die Sehfunktionen während des Gehens haben und damit ein Zusammenhang für das erhöhte Sturzrisiko von Betroffenen nachweisbar ist.

2.3 Untersuchungsmethoden

In diesem Kapitel werden die Untersuchungsmethoden vorgestellt, die im klinischen Alltag zur Beurteilung des visuellen Status, zur Diagnosestellung und Verlaufsbeurteilung des Glaukoms Anwendung finden und auch in dieser Studie zur Prüfung der Forschungsfrage genutzt wurden.

2.3.1 Sehschärfenbestimmung

Die Sehschärfenbestimmung ist eine der wichtigsten Untersuchungen im klinischen Alltag, um schnell den visuellen Status eines Patienten zu ermitteln und wird daher bei jeder ophthalmologischen Untersuchung durchgeführt. Das scharfe Sehen ist für die Orientierungsfähigkeit und Erkennen der eigenen Umgebung, bspw. von Gesichtern oder Straßenschildern, unerlässlich (Hillman et al. 1999; Lambert et al. 2010).

2.3.1.1 Konventionelle Sehschärfe

Der Begriff der Sehschärfe, auch Visus genannt, beschreibt die Fähigkeit bei optimaler Korrektur von Refraktionsfehlern zwei Objektpunkte noch getrennt voneinander wahrnehmen zu können (Freundlieb et al. 2020; Grehn 2019). Die Sehschärfe definiert das minimale Auflösungsvermögen des visuellen Systems (Bach 2018; Lang 2019; Wesemann et al. 2020).

Die Bestimmung des Visus ist eine subjektive Untersuchungsmethode und daher von der Mitarbeit und Motivation des Patienten abhängig (Grehn 2019). Im ophthalmologischen Alltag werden zur Sehschärfenbestimmung meist Zahlen oder Buchstaben verwendet, weil dies für die Patienten einfacher verständlich und intuitiver ist (Rohrschneider et al. 2019; Wesemann et al. 2020). Für gutachterliche Zwecke muss der Visus allerdings mit den sogenannten Landoltringen ermittelt werden, da bei der Verwendung von Zahlen oder Buchstaben durch ein besseres Formerkennungsvermögen auch bessere Werte erreicht werden können (Bach und Kommerell 1998; Rohrschneider et al. 2019; Wesemann et al. 2020). Abbildung 8 zeigt einen

solchen Landoltring, dessen Größe klar definiert ist. Die Lückenbreite entspricht der Strichstärke (d), der Ring selbst ist 5-mal so groß (Wesemann et al. 2020). Bei einem Visus von 1,0 beträgt die Lückenbreite genau eine Winkelminute (Grehn 2019). Der Landoltring kann in 8 verschiedenen Richtungen präsentiert werden: vertikal, horizontal und schräg. Daraus folgt eine Ratewahrscheinlichkeit von 12,5 % bei Nichterkennen (Bach und Kommerell 1998). Um die Sehschwelle festzustellen wird das Prinzip „forced choice“ angewendet, bei dem der Patient eine Antwort geben muss, auch wenn er meint, die Lücke des Landoltrings nicht zu erkennen (Bach 1996). Andernfalls würde ein Unterschied zwischen entscheidungsstarken und -schwachen Probanden entstehen, letztere neigen dazu sich bei Unsicherheit nicht auf eine Antwort festzulegen. Durch die erzwungene Antwort wird ein zu niedriger Visus verhindert (Bach und Kommerell 1998).

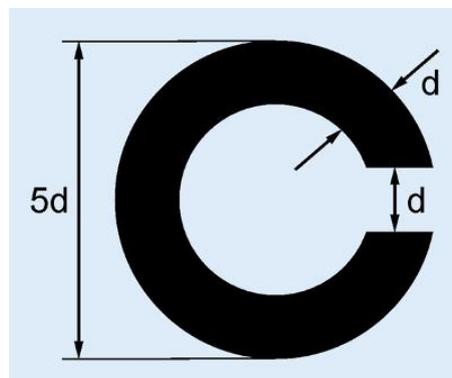


Abbildung 8. Das Sehzeichen "Landolt-Ring" mit seinen definierten Maßen. (Wesemann et al. 2020)

Der Visus gibt einen Schwellenwert an, also den Wert, bei dem zwei räumlich getrennte Ziele gerade noch unterschieden werden können. Die Bestimmung der Schwelle erfolgt mit Hilfe der psychometrischen Funktion (siehe Abbildung 9). Diese zeigt die Erkennungsrate in Abhängigkeit von der Sehzeichengröße, eine 100 %ige Trefferwahrscheinlichkeit wird bei besonders großen Optotypen erreicht. Das Minimum liegt bei der Ratewahrscheinlichkeit von 12,5 %, welche trotz sehr kleinen Optotypen erzielt wird. Dazwischen liegt der Wendepunkt, der den Schwellenwert definiert. Unter Beachtung der Ratewahrscheinlichkeit von 12,5 % ergibt sich daher ein Wendepunkt der psychometrischen Funktion bei 56,25 % (Bach und Kommerell 1998).

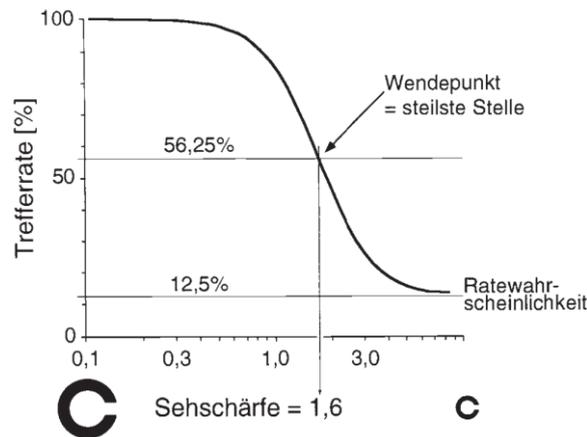


Abbildung 9. Die Sehschärfe wird mit Hilfe der psychometrischen Funktion bestimmt, sie ist definiert als der Wendepunkt dieser Kurve. (Bach und Kommerell 1998)

Die Sehschärfe kann in unterschiedlicher Weise angegeben werden (Gräf 2000; Wesemann et al. 2020). Im medizinischen Alltag wird meistens die dezimale Sehschärfe genutzt. Diese ergibt sich aus dem Kehrwert der Größe der kleinsten noch erkannten Landoltringlücke (Gräf 2000). Eine weitere Einheit ist der Snellen-Bruch, bei dem im Zähler die Prüf- und im Nenner die Normalentfernung steht. Erkennt ein Patient einen Optotypen in einer Entfernung von 1 m, der eigentlich in einer Normalentfernung von 30 m erkannt werden sollte, so beträgt der Visus $1/30$, der dezimale Wert beträgt entsprechend 0,033 (Wesemann et al. 2020). Wie durch die psychometrische Funktion bereits gezeigt wurde, hat der sogenannte Dezimal-Visus keinen linearen Verlauf, wie die dezimale Angabe allerdings vermuten lässt. Um die Werte korrekt miteinander vergleichen und für Analysen den Mittelwert bilden zu können, muss der Visus daher anders angegeben werden (Bach und Kommerell 1998). Dafür wird der dekadische Logarithmus der kleinsten noch erkennbaren Lücke des Landoltrings (in Minuten, MAR = minimum angle of resolution) verwendet. Die Bezeichnung lautet daher logMAR. Eine Besonderheit dieser Angabe ist, dass die Werte kleiner werden, je besser der Visus ist. Die Tabelle in Abbildung 10 zeigt die entsprechenden Visuswerte der verschiedenen Angabemethoden. Als „normaler“ Visus wird allgemein 1,0 bzw. 0,0 logMAR angesehen, was der Auflösung von einer Winkelminute entspricht (Wesemann et al. 2020).

International genormte Sehschärfewerte				Lückenbreite des Landolt- Rings (Winkel- minuten)	Lückenbreite des Landolt- Rings (mm, in 5 m Prüfentfer- nung)
Dezimale Seh- schärfe	LogMAR- Seh- schärfe	Snellen-Bruch für Prüfent- fernung 6 m	Snellen-Bruch für Prüf- entfernung 20 Fuß		
0,05	+1,30	6/120	20/400	20,0	29,0
0,063	+1,20	6/95	20/320	15,8	23,1
0,08	+1,10	6/75	20/250	12,6	18,3
0,10	+1,00	6/60	20/200	10,0	14,5
0,125	+0,90	6/48	20/160	7,94	11,6
0,16	+0,80	6/38	20/125	6,31	9,18
0,20	+0,70	6/30	20/100	5,01	7,29
0,25	+0,60	6/24	20/80	3,98	5,79
0,32	+0,50	6/19	20/63	3,16	4,60
0,40	+0,40	6/15	20/50	2,51	3,65
0,50	+0,30	6/12	20/40	2,00	2,90
0,63	+0,20	6/9,5	20/32	1,58	2,31
0,80	+0,10	6/7,5	20/25	1,26	1,83
1,00	0	6/6,0	20/20	1,00	1,45
1,25	-0,10	6/4,8	20/16	0,794	1,16
1,60	-0,20	6/3,8	20/12,5	0,631	0,918
2,00	-0,30	6/3,0	20/10	0,501	0,729

Abbildung 10. Übersicht zu den am weitesten verbreiteten Weisen, die Sehschärfe anzugeben. (Wesemann et al. 2020)

2.3.1.2 Crowding Effekt

In der DIN-Norm (DIN EN ISO 8596) zur Visusbestimmung ist ein bestimmter Abstand der Optotypen vorgeschrieben, um räumliche Konturinteraktionen, das sogenannte Crowding, zu vermeiden (Wesemann et al. 2020). Crowding ist ein kortikal bedingter Effekt, durch den nah beieinanderliegende Optotypen schwerer identifiziert werden können, als ein isoliert dargestellter (FLOM et al. 1963; Formankiewicz und Waugh 2013; Lalor et al. 2016). Dieses Phänomen wurde bei den ETDRS-Tafeln (Early Treatment Diabetic Retinopathie Study) beispielsweise nicht berücksichtigt. Der Abstand zwischen den Sehzeichen beträgt immer eine Optotypenbreite, wodurch es besonders bei hohen Visuswerten ($> 0,4$) zum Crowding-Effekt kommt (Wesemann et al. 2020). Aus diesem Grund sind die Tafeln nicht für gutachterliche Untersuchungen zugelassen. Für die Messung mit Landoltringen ist ein Abstand von mindestens zwei Optotypenbreiten vorgeschrieben (Wesemann et al. 2020).

In der Literatur wird Crowding wie folgt definiert: „Für jeden Ort innerhalb des Gesichtsfeldes gibt es einen kritischen Abstand, der für eine unbeeinträchtigte Erkennung überschritten werden muss“ (Ogata et al. 2019, S. 538). Andernfalls werden sie als „nicht identifizierbares Durcheinander wahrgenommen“ (Ogata et al. 2019, S. 538). Laut Pelli und Tillman (2008) ist die Sehfähigkeit sogar eher durch den Objektabstand begrenzt als durch die Größe. Crowding wird durch verschiedene Parameter beeinflusst, der Effekt ist beispielsweise bei kontrastreichem Sehen stärker als bei kontrastarmem (Coates et al. 2013). Außerdem nimmt der kritische Abstand zweier Objekte mit zunehmender Exzentrizität zu, da der Effekt in Zusammenhang

mit der Größe eines rezeptiven Feldes steht (Levi et al. 2002). Beschrieben wurde das Crowding als erstes bei amblyopen Patienten, doch auch bei Glaukompatienten ist der Effekt stärker ausgeprägt als bei Gesunden (Ogata et al. 2019; Stuart und Burian 1962).

2.3.1.3 Sehschärfe bei Eigenbewegung

Die begriffliche Beschreibung der Sehschärfe in Eigenbewegung, beispielsweise beim Laufen, ist in der Literatur nicht eindeutig. Viele Studien verwenden den Begriff der „dynamischen Sehschärfe“, der sich dabei sowohl auf ein bewegtes Objekt, als auch auf die Bewegung des Probanden selbst beziehen kann (Guinand et al. 2012; Muiños und Ballesteros 2015; Quevedo et al. 2018). Da in dieser Studie untersucht wird, inwiefern sich das Gehen auf die Sehleistungen auswirkt, wurden in der Literaturrecherche nur Arbeiten berücksichtigt, die ebenfalls die Eigenbewegung und nicht einen bewegten Reiz untersuchten.

Um auch in Bewegung trotz der vertikalen und horizontalen Kopfbewegung scharf sehen zu können, muss der Blick stabilisiert werden (Guinand et al. 2012; Hillman et al. 1999). Diese Funktion erfüllt vor allem der vestibulo-okuläre Reflex, der durch kompensatorische Augenbewegungen das Bild auf der Retina stabilisiert und damit die Erkennung von Gesichtern oder das Lesen von Schildern ermöglicht (Behrends 2010; Deshpande et al. 2013; Hillman et al. 1999; Lambert et al. 2010). Verschiedene Krankheiten können diese Funktion beeinträchtigen. Bisherige Studien untersuchten meist die Bewegungssehschärfe bei Patienten mit vestibulären Defiziten, die im Vergleich zu gesunden Probanden reduziert war (Guinand et al. 2012; Hillman et al. 1999; Starkov et al. 2020). Ebenfalls wurde der Einfluss der Geschwindigkeit untersucht, der zeigte, dass die Bewegungssehschärfe mit zunehmender Bewegung bzw. Geschwindigkeit abnimmt (Deshpande et al. 2013; Verbecque et al. 2018). Ein Zusammenhang zwischen der Fähigkeit in Eigenbewegung scharf sehen zu können und dem Glaukom wurde bisher nicht erforscht. Jedoch zeigten Trivedi et al. (2019), dass das Glaukom durch seine auch neurodegenerativen Eigenschaften solche Prozesse beeinträchtigen könnte.

Für diese Fragestellungen, die sich mit Bewegung, dem Laufen oder Gleichgewicht befassen, werden Untersuchungen oft mit Hilfe eines Laufbandes durchgeführt (Guinand et al. 2012; Hillman et al. 1999; Starkov et al. 2020). Nach dem Gehen oder Rennen wird dabei der sogenannte After-Motion-Effekt nach dem Stoppen des Laufbandes wahrgenommen (Pelah und Barlow 1996; Yabe und Taga 2008). Dieser beschreibt eine Bewegungsillusion, bei der die Wahrnehmung entsteht mit beschleunigtem Tempo zu laufen und insbesondere bei älteren Menschen eine Balanceunsicherheit bis hin zu Stürzen hervorrufen kann (Hirjaková et al. 2020; Pelah und Barlow 1996). Induziert wird dieser Effekt durch die nicht zueinander passenden Informationen des somatosensorischen Systems, welches eine Fortbewegung des Körpers angibt, und dem visuellen System, das eine gleichbleibende, stehende Umgebung wahrnimmt (Hirjaková et al. 2020; Yabe und Taga 2008). Unter normalen Bedingungen dienen die

visuellen Informationen, der sogenannte „optic flow“, also das Vorbeiziehen der Umgebung, zur Orientierung und Steuerung während des Laufens (Hirjaková et al. 2020). Die nachwirkende Illusion hält noch bis zu drei Minuten nach dem Beenden des Laufens oder Gehens auf dem Laufband an (Hirjaková et al. 2020; Pelah und Barlow 1996).

2.3.2 Kontrastsensitivität

Die Kontrastsensitivität wird wie folgt definiert: sie ist ein „*subjektives Maß für die Fähigkeit des visuellen Systems einer Person, wie gut Kontraste, d.h. örtliche und zeitliche Helligkeitsunterschiede, wahrgenommen werden*“ (Bergmann et al. 2016, S. 844). Der Mechanismus der Kontrastwahrnehmung unterscheidet sich von dem der Sehschärfe (Bergmann et al. 2016). Letztere ist durch die maximale Auflösung der Netzhaut definiert, das Kontrastsehen beruht dagegen auf antagonistischen Interaktionen benachbarter Photorezeptoren und Bipolarzellen, sowie die Funktion der Querneurone (Amakrin- und Horizontalzellen) (Bach et al. 2008). Eine gute Sehschärfe lässt keine Rückschlüsse auf die Fähigkeit der Kontrastwahrnehmung zu (Bergmann et al. 2016). Diese Sehfunktion ist von verschiedenen Parametern, wie bspw. der Raumbelichtung, abhängig (Bach et al. 2008; Bergmann et al. 2016). Es existieren unterschiedliche Testverfahren und Einheiten, dazu zählen u.a. der Michaelson-Kontrast, das DIN-Kontrastverhältnis und der Weber-Kontrast (Bach et al. 2011; Bach et al. 2017). Wie auch beim Visus existiert eine logarithmierte Angabe, hier der Logarithmus des Weber-Kontrastes (logCS), der eine Mittelwertberechnung von Datensätzen erlaubt (Bach et al. 2017). Zur Prüfung der Kontrastsensitivität werden dem Patienten Optotypen gezeigt, die deutlich größer sind als die minimale Sehschärfe und in unterschiedlichen Leuchtdichten im Verhältnis zum Hintergrund präsentiert werden (Abbildung 11) (Bach et al. 2011). Die Untersuchung der Kontrastempfindlichkeit dient aktuell vor allem der Diagnostik und Verlaufskontrolle (neuro-) ophthalmologischer Erkrankungen, die u.a. die Netzhaut oder Sehbahn betreffen (Bach et al. 2008). Entsprechend ist die Wahrnehmung von Kontrasten bei Glaukompatienten reduziert (Grehn 2019; McKendrick et al. 2007).



Abbildung 11. Landoltringe mit unterschiedlichem räumlichen Kontrast zur Bestimmung der Kontrastsensitivität (Bach 2018).

2.3.3 Gesichtsfeld

Als Gesichtsfeld wird der Bereich bezeichnet, der bei ruhig stehenden Augen wahrgenommen wird. Dieses periphere Sehen ist für das Zurechtfinden im Alltag wichtig, es dient der Orientierung in der Umgebung und Erkennung von Hindernissen. Mit dem Visus und der Kontrastsensitivität wird das zentrale Sehen untersucht, mit dem Gesichtsfeld (Perimetrie) das exzentrische, periphere Sehen. Diese Untersuchung ermöglicht es, sogenannte Gesichtsfelddefekte (Skotome) aufzudecken, da die Patienten selbst diese zunächst nicht bemerken. Skotome sind Orte der Netzhaut, an denen, bspw. durch den Ganglienzellverlust beim Glaukom, keine oder nur geringe Wahrnehmung visueller Reize stattfindet (Grehn 2019). Die Perimetrie ist eine der wichtigsten Untersuchungen zur Diagnostik und Verlaufskontrolle des Grünen Stars (Grehn 2019; Kampik 2003).

Das Gesichtsfeld wird monokular und mit bestmöglicher Korrektur von Refraktionsfehlern geprüft. Typischerweise erfolgt die Untersuchung mittels Hohlkugelperimeter, bei dem der Patient einen zentralen Fixierpunkt anschaut und in der Peripherie Lichtreize auf weißem Untergrund präsentiert werden (Grehn 2019; Kampik 2003). Der Patient wird instruiert bei Wahrnehmung eines Lichtreizes einen Knopf auf einer Fernbedienung zu drücken.

Die Prüfung des Gesichtsfeldes kann durch verschiedene Untersuchungsmethoden, bspw. kinetisch oder statisch, erfolgen. Theoretisch kann durch eine Rasterperimetrie die Wahrnehmungsschwelle für jeden Netzhautort untersucht werden. Da dies sehr zeitaufwendig und für den Patienten zu anstrengend ist, wurde der sogenannte Swedish Interactive Tresholding Algorithm (SITA) entwickelt. Diese Methode wurde speziell für die Glaukomdiagnostik konzipiert, es wird ein festes Raster untersucht. Für jeden geprüften Gesichtsfeldort ist das Antwortverhalten eines Glaukomkollektivs im Vergleich zu einem altersentsprechenden Normkollektiv hinterlegt (Kampik 2003). Auch diese Untersuchung ist nur ein subjektives Verfahren, die maßgeblich von der Mitarbeit des Patienten abhängt. In das Prüfverfahren sind daher zur Qualitätssicherung Fangfragen integriert, bei der ein überschwelliger Reiz an einer bereits getesteten Gesichtsfeldstelle gezeigt wird. Dieser wird bei Nichterkennen als falsch negative Antwort in der Auswertung berücksichtigt. Ebenfalls wird die Reaktionszeit geprüft und bei Unterschreiten einer definierten Schwelle als falsch positive Antwort gewertet. Der blinde Fleck ist ein physiologisches Skotom, das bei jedem Menschen vorhanden ist und als Referenzskotom dient (Kampik 2003).

Zur Auswertung der Gesichtsfelduntersuchung können verschiedene Indizes berücksichtigt werden, die eine vereinfachte Darstellung bieten. Denn für jeden geprüften Punkt kann die Irrtumswahrscheinlichkeit angegeben werden, mit welcher der gemessene Wert vom Normwert abweicht. Die Indizes lassen sich in drei Gruppen einteilen: qualitätsbezogene (z.B. SF =

Short-time Fluctuation), globale (z.B. MS = Mean Sensitivity) und Heterogenitäts-Indizes (z.B. PSD = Pattern Standard Deviation) (Kampik 2003).

2.3.4 Optische Kohärenz-Tomographie (OCT)

Die OCT ist eine nicht-invasive, nahezu mikroskopisch genaue Methode zur Bildgebung des vorderen und hinteren Augenabschnitts. Mit dieser Untersuchung ist beispielsweise die Darstellung der Hornhaut, des Kammerwinkels oder der Netzhaut möglich. Die OCT kann zu vielen Erkrankungen ergänzende Informationen liefern und gewinnt stark an Bedeutung, da Diagnosen wie intraretinale Ödeme oder oberflächliche Membranen schnell und unkompliziert gestellt werden können. Die Messung der peripapillären retinalen Nervenfaserschichtdicke (pRNFL) mittels Papillen-OCT und die Bestimmung der Schichtdicke der makulären Ganglienzellschicht (mGCL) und inneren plexiformen Schicht werden zur Diagnosestellung und Verlaufskontrolle beim Glaukom genutzt (Al-Nosairy et al. 2021; Grehn 2019).

Die zugrundeliegende Methode der OCT ist die Interferometrie. Dabei interagieren Lichtwellen gleicher Wellenlänge, wodurch es zur konstruktiven oder destruktiven Interferenz kommt. Der vom Gerät erzeugte infrarote Laserstrahl teilt sich auf in einen Referenzstrahl und einen Strahl, der in die Netzhautschichten eindringt und dort teilweise absorbiert, teilweise gestreut, aber auch reflektiert wird (Horstmann et al. 2016; Kampik 2003). Ein Detektor registriert die Strahlen, die entgegen der Einfallrichtung reflektiert werden. Photonen werden in den verschiedenen Geweben unterschiedlich stark reflektiert, wodurch ein moduliertes Spektrum entsteht, was vom Detektor wahrgenommen wird. Die Laufzeiten werden aus dem Interferenzmuster mit Hilfe einer Fourier-Transformation berechnet. Daraus entsteht dann ein A-Scan und das OCT-Bild (Horstmann et al. 2016).

2.4 Aktueller Forschungsstand

Die bisherige Forschung zum Thema Sehschärfe bei Eigenbewegung konnte eine Reduktion der Sehschärfe in Bewegung belegen (Hillman et al. 1999; Koyama et al. 2015; Peters et al. 2012). Insbesondere Verbecque et al. (2018) untersuchten eine Gruppe von über 200 gesunden Probanden, um normative Daten zur Bewegungssehschärfe beim Laufen zu ermitteln. Dafür wurde der Visus der zwischen 22 und 77 Jahre alten Testpersonen sowohl im Stehen als auch beim Gehen auf einem Laufband bei 3, 4, 6 und 9 km/h bestimmt. Zur Beurteilung der Veränderung wurde der „Visual acuity loss“ durch Subtraktion der Bewegungssehschärfe von dem Visus im Stehen berechnet. Dieser wurde größer, je höher die Geschwindigkeit war und erreichte Werte von -0,01 logMAR bei 3 km/h bis -0,07 logMAR bei einer Geschwindigkeit von 9 km/h. Das Alter der Probanden hatte dabei außer bei 4 km/h keinen Einfluss. Einige Probanden der 7. und 8. Dekade konnten den Test bei 6 und 9 km/h nicht durchführen (Verbecque et al. 2018).

Weitere Arbeiten untersuchten den Einfluss von vestibulären Defiziten auf die Bewegungssehschärfe, da dieses System für die Blickstabilisierung, bspw. durch den vestibulo-okulären Reflex, von entscheidender Bedeutung ist (Deshpande et al. 2013; Starkov et al. 2020).

Bisher wurde allerdings noch keine gleichartige Studie mit von Glaukom betroffenen Patienten durchgeführt, obwohl diese Krankheit zu den wichtigsten Risikofaktoren für Stürze zählt (Dhital et al. 2010; Freeman et al. 2007). Außerdem ist es interessant zu untersuchen, ob das Glaukom die Bewegungssehschärfe beeinflusst, da es neurodegenerative Komponenten aufweist und damit integrative Prozesse, die für die Wahrnehmung beim Laufen wichtig sind, beeinflussen könnte (Demaria et al. 2021; Williams et al. 2013).

3 Fragestellung der Arbeit

Die Sehschärfe während des Gehens wurde bisher nur an gesunden Probanden oder an Patienten mit vestibulären Defekten untersucht, die Auswirkung einer Glaukomerkrankung auf die Sehfunktionen in Bewegung ist noch ungeklärt.

Diese Arbeit ist ein Teil einer übergeordneten Studie, in der die Sektion für klinische und experimentelle Sinnesphysiologie und der Bereich Sportwissenschaft der Otto-von-Guericke Universität Magdeburg den Effekt zweier Trainingsprogramme auf die Gangkontrolle von Glaukompatienten untersuchen (DRKS-ID: DRKS00022519). Im Rahmen dieser Studie wurden sowohl vor als auch nach einem 3-monatigen Training Untersuchungen des Gangbildes und der Sehfunktionen während des Gehens auf einem Laufband (Gehen_{LB}) durchgeführt. Das Thema der vorliegenden Arbeit bezieht sich auf die Laufbandmessungen vor der Intervention, mit denen folgende Fragestellungen untersucht werden:

- 1) Beeinflusst das Laufen auf dem Laufband die visuellen Funktionen?
- 2) Haben Glaukompatienten beim Laufen einen höheren visuellen Funktionsverlust als gesunde Kontrollen?
- 3) Welche der durchgeführten Untersuchungen (Sehschärfe mit und ohne Crowding-Effekt, Kontrastsensitivität, Gesichtsfeld) ist die sensitivste Methode zur Detektion glaukombedingter Unterschiede der visuellen Funktionen in Bewegung?

Die untersuchten Sehfunktionen umfassten die bestkorrigierte Sehschärfe mit und ohne Crowding, die Kontrastsensitivität und das Gesichtsfeld. Der Crowding-Effekt wird durch das Glaukom verstärkt (s. 2.3.1.2) und auch die Kontrastempfindlichkeit ist bei Erkrankungen des Sehnervens reduziert (s. 2.3.2). Das Gesichtsfeld stellt die wichtigste funktionelle Untersuchung für das Erkennen und den Krankheitsverlauf des Glaukoms dar (s. 2.3.3). Diese drei Untersuchungsmethoden könnten daher ein sensitiverer Biomarker als der Standard-Visus zur Detektion von glaukombedingten Veränderungen durch das Gehen_{LB} sein.

Zur Bearbeitung der genannten Forschungsfragen wurden folgende Schritte von März 2020 bis Mai 2024 durchgeführt:

- 1) *Etablierung eines geeigneten Messaufbaus.* Zur Bestimmung der visuellen Funktionen während des Gehen_{LB} wurden die Positionen des Laufbandes, eines Monitors und Spiegels so gewählt, dass eine möglichst große Testentfernung erreicht wurde.
- 2) *Durchführung von Pilotexperimenten.* Diese dienten der Optimierung des Untersuchungsprotokolls und beinhalteten Tests der geeigneten Laufgeschwindigkeiten, Überprüfung der Testmethoden, Design der Messreihenfolge und Messwiederholungen.

- 3) *Datenakquise*. Es wurden 30 Normalprobanden und 18 Patienten mit Glaukom gemessen und die Daten im Anschluss zusammengetragen.
- 4) *Datenanalyse und statistische Auswertung*. Die Daten wurden zur Auswertung vorbereitet und mittels IGOR und SPSS analysiert.

Die Bearbeitungszeit für die Durchführung dieser Schritte erstreckt sich über vier Jahre, was sowohl durch das Studiendesign als auch durch das gleichzeitige Auftreten der Covid-19-Pandemie bedingt ist. Die Pandemie erschwerte die Durchführung und Rekrutierung von Probanden. Innerhalb des übergeordneten Studiendesigns erfolgten Messungen unmittelbar vor, nach und in einem Abstand von 6 Monaten zu einem Training, das über 3 Monate mit den Probanden durchgeführt wurde. Die Probandenrekrutierung erfolgte in mehreren Blöcken, um die Gruppengröße für das Training im erlaubten Rahmen zu halten. In der vorliegenden Arbeit werden ausschließlich die Messungen vor der Intervention verwendet, durch das Studiendesign erstreckte sich der Zeitraum dieser Datenakquise über 2 Jahre.

4 Material & Methoden

Dieses Kapitel thematisiert die Probandenrekrutierung, beschreibt den Messaufbau und Ablauf der Untersuchungen, sowie die Verarbeitung der erhobenen Daten und zuletzt die statistische Auswertung.

4.1 Studiendurchführung

In den folgenden Abschnitten werden die Auswahl der Probanden, der Messaufbau, sowie die Datenerhebung erläutert. Die Probanden kamen an zwei verschiedenen Tagen, wobei am ersten Termin Untersuchungen stattfanden, um die Ein- und Ausschlusskriterien zu prüfen und am zweiten die eigentlichen Messungen durchgeführt wurden. Neben dem unten beschriebenen Messprotokoll durchliefen die Probanden bei fehlender Kontraindikation zusätzlich im Rahmen der übergeordneten Studie ein zweistündiges funktionelles MRT, welches in dieser Arbeit nicht ausgewertet wird.

4.1.1 Versuchspersonen

Zur Untersuchung des zusätzlichen Faktors Glaukom zum Sturzrisiko älterer Menschen wurden Probanden über 60 Jahren gesucht, die unter keinen weiteren Augenerkrankungen (ausgeschlossen beginnende Katarakt) leiden und ohne Hilfsmittel laufen können. An der Studie nahmen insgesamt 48 Probanden teil, davon 18 Glaukompatienten (Gruppenbezeichnung „G“) und 30 Kontrollen (Gruppenbezeichnung „K“). Alle Probanden erteilten ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der Studie. Das Studienprotokoll folgte den Grundsätzen der Deklaration von Helsinki und wurde durch die Ethikkommission der Otto-von-Guericke Universität Magdeburg (Registrationsnummer 32/18) genehmigt.

Eine Datenerhebung zur Eignung für die Studie ermöglichte die Prüfung der Ein- und Ausschlusskriterien. Dafür füllten die potentiellen Teilnehmer Fragebögen aus, die auf die Ermittlung von allgemeinen und okularen Vorerkrankungen und Glaukomstatus abzielten. Alle Probanden durchliefen außerdem eine komplette ophthalmologische Untersuchung, die die Prüfung des Farb- und Stereosehens, des bestkorrigierten Visus (BCVA, best corrected visual acuity) mit Hilfe der ETDRS-Tafeln (early treatment diabetic retinopathy study), des Gesichtsfeldes und eine Bildgebung mit optischer Kohärenztomographie (OCT), sowie Funduskopie umfasste (siehe Tabelle 1). Zum Ausschluss aus der Studie führten neben weiteren ophthalmologischen Erkrankungen auch ein okulares Trauma in der Krankengeschichte, ophthalmologische Operationen (ausgenommen Katarakt- und Glaukomoperationen), neurologische Krankheiten und Erkrankungen, die die körperliche Leistungsfähigkeit der Probanden beeinträchtigen, inklusive orthopädischer Erkrankungen, wie z.B. Arthrose > Grad II, Beeinträchtigungen des Bewegungsapparates, Tendinitis, Myositis, Gelenkersatz und Rheuma.

Kontrollgruppe

30 gesunde Probanden (mittleres Alter \pm Standardabweichung (SD): 71 \pm 5 Jahre) mit einer BCVA von $\geq 0,8$ nahmen an der Studie teil.

Glaukompatienten

18 Probanden mit Glaukom (mittleres Alter \pm SD: 71 \pm 5 Jahre, kein Altersunterschied zu K [$p = 0,749$]) wurden in die Studie eingeschlossen. Die Definition glaukomatöser Augen erfolgte über das Erscheinungsbild des Sehnervenkopfes und der Gesichtsfeldausfälle: allgemeine Zunahme der Exkavation (cup-disk-ratio (CDR) $\geq 0,7$), Defekt der retinalen Nervenfaserschicht und/oder lokale Einkerbung am Rand des Sehnervenkopfes und/oder Gesichtsfelddefekte < -2.0 dB (Chakravarti 2017). Alle Probanden waren unter drucksenkender Behandlung.

Perimetrie. Die Gesichtsfeldsensitivitäten wurden durch eine standardisierte, automatisierte Perimetrie (SAP) bestimmt, die nach dem Swedish Interactive Threshold Algorithm 24-2 protocol (SITA-Fast) des Humphrey Field Analyzer 3 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland) durchgeführt wurde. Die Auswertung erfolgte mit der MD [dB] (mean deviation), die die mittlere Abweichung zu einem altersentsprechenden Normkollektiv angibt und kleiner wird, je größer die Defekte sind (negatives Vorzeichen).

OCT. Die Bildgebung des Augenhintergrundes erfolgte mit der optischen Kohärenztomographie (OCT) unter Verwendung eines Spektraldomänen-OCTs mit Glaukom-Premium-Modul (Heidelberg Spectralis®, Heidelberg Engineering, Heidelberg, Deutschland). Aus dem 3.5 mm Scan wurde die peripapilläre retinale Nervenfaserschichtdicke (pRNFL, peripapillary retinal nerve fiber layer) bestimmt. Zur Beurteilung der Netzhaut im Bereich der Makula wurde ein Scan mit einem Winkel von 20° x 20° (6 x 6 mm), zentriert auf die Fovea, durchgeführt, um das Volumen der Ganglienzell- (GCL, ganglion cell layer) und inneren plexiformen Schicht (IPL, inner plexiform layer) zu ermitteln. Die Bestimmung der pRNFL und der makulären Indizes war für jeweils einen Probanden der Glaukomgruppe nicht möglich.

Tabelle 1. Struktureller und funktioneller Status und Gruppenunterschied.

	Gruppe				p-Wert
	Kontrollen (n = 30)		Glaukom (n = 18)		
Geschlecht⁺	m	13	m	9	0,768
	f	17	f	9	
	Mittelwert ± SEM [Median Bereich]		Mittelwert ± SEM [Median Bereich]		
Alter	71,03±0,93		71,39±1,26		0,819
BCVA	-0,11±0,02 [-0,10 0,40]		-0,06±0,03		0,110
pRNFL_R	91,03±2,24		76,76±3,16 [#]		0,002
pRNFL_L	89,47±1,97		75,67±3,62		0,002
pRNFL_RL	90,25±2,06		75,97±2,83 [#]		<0,001
mGCL_R	1,03±0,02		0,91±0,02 [#]		<0,001
mGCL_L	1,02±0,02		0,87±0,03		<0,001
mIPL_R	0,86±0,01		0,78±0,01 [#]		<0,001
mIPL_L	0,85±0,01		0,77±0,02		0,001
mGCLIPL_RL	1,88±0,03		1,65±0,03 [#]		<0,001
MD_R	[0,59 5,09]		[-0,95 25,97]		0,036
MD_L	[0,15 5,92]		[-1,04 22,00]		0,047
MD binokular	[-0,70 3,30]		[0,40 9,60]		0,009

* Chi-Quadrat Test
[#] OCT-Messung für einen Probanden nicht möglich, daher n = 17.
SEM = Standardfehler des Mittelwertes, BCVA = best korrigierte-Sehschärfe [logMAR], pRNFL_R/L= peripapilläre retinale Nervenfaserschichtdicke [µm], pRNFL_RL = gemittelte peripapilläre retinale Nervenfaserschichtdicke für beide Augen [µm], mGCL_R/L = Volumen der makulären Ganglienzellschicht [mm³], mIPL_R/L = Volumen der makulären inneren plexiformen Schicht [mm³], GCLIPL_RL = Summe der Ganglienzellschicht (mGCL) und inneren plexiformen Schicht (mIPL) für beide Augen [mm³], MD_R/L = mean deviation [db], gemessen mit dem Humphrey Field Analyzer, MD_binokular = mean deviation [db], binocular gemessen mit Ocusweep und aktivierter Abstandskontrolle (s. 4.1.3.1)

4.1.2 Messaufbau

Die Abbildung 12, als schematische Darstellung, und Abbildung 13, als Foto des Set-Ups, zeigen den Messaufbau der Studie. Auf einem Laufband (pluto® med Laufband, h/p/cosmos sports & medical GmbH, Nussdorf-Traunstein, Deutschland) stehend konnten die Testpersonen über einen Spiegel einen Monitor, auf dem die Sehzeichen präsentiert wurden, sehen. Auf diese Weise wurde eine Testentfernung von 5 m erzielt, wodurch der Effekt von Positionsveränderungen durch das Gehen auf dem Laufband (Gehen_{LB}) möglichst geringgehalten werden konnte.

Zur Messung des Gesichtsfeldes (GF) wurde Ocusweep® (Ocusweep SAP, Ocuspecto Ltd, Turku, Finnland) (Tigchelaar und Leinonen 2020) verwendet, ein Perimeter, das ohne nötige Kopf- und Kinnstütze eine Untersuchung des Gesichtsfeldes ermöglicht. Dieses wurde an einem Schwenkarm befestigt, um es vor dem Probanden platzieren zu können und eine Messung während des Gehens durchführen zu können.

Die gesamte Messreihe wurde, nachdem das Einverständnis der Probanden gegeben wurde, gefilmt. Ein Foto aus diesen Aufnahmen in Abbildung 14 zeigt einen Probanden bei einer statischen Messung.

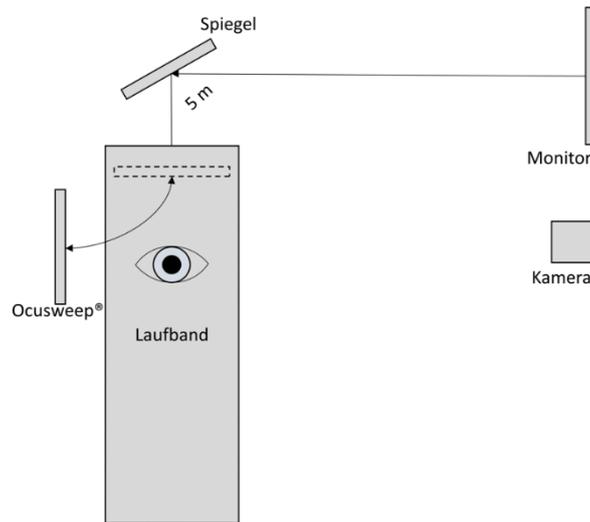


Abbildung 12. Schematische Darstellung des Messaufbaus. Über den Monitor auf der rechten Seite und dem Spiegel wird eine Testentfernung von 5 m erreicht. Das Ocusweep® kann durch einen Schwenkarm vor dem Probanden platziert werden, sodass eine Gesichtsfeldmessung während des Gehens auf dem Laufband möglich ist. Die Kamera zeichnet die Untersuchung auf.

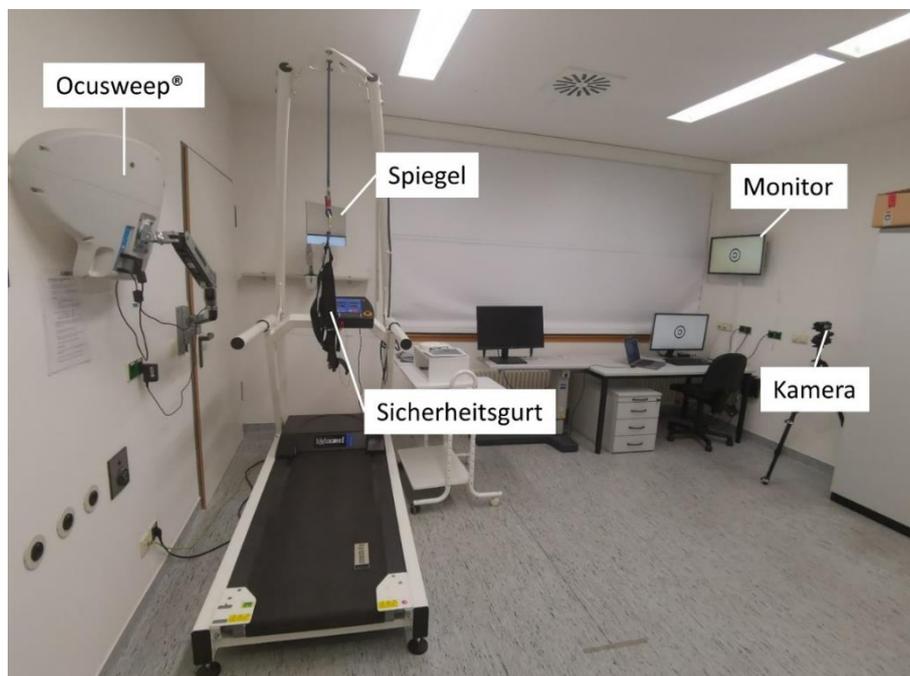


Abbildung 13. Messaufbau. Zu sehen sind das Laufband mit dem Sicherheitsgurt, sowie der Spiegel, über den der Proband den Monitor (rechts an der Wand) sieht. Ocusweep® ist an der linken Wand mittels eines Schwenkarms befestigt. Eine Kamera (rechts) zeichnet die Messung auf.



Abbildung 14. Der Proband DHS616 während einer statischen Messung auf dem Laufband (Foto mit Einverständnis des Probanden zur Veröffentlichung).

4.1.3 Datenerhebung

Zur Untersuchung der Forschungsfrage wurden die Sehschärfe ohne/mit Crowding-Effekt ($VA_{S/C}$), die Kontrast- (CS) und Gesichtsfeldsensitivität (MD) bestimmt. In den folgenden Abschnitten werden 1) die Untersuchungsmethoden und 2) der Ablauf der Messungen näher erläutert.

4.1.3.1 Untersuchungen

Sehschärfe und Kontrastsensitivität. Die Bestimmung der Sehschärfe (VA, Visual acuity) und Kontrastsensitivität (CS, contrast sensitivity) erfolgte mit einer Testentfernung von 5 m in einem schwach beleuchteten Raum und mit tagesaktueller Refraktion, die vor Beginn der Messungen für jeden Probanden bestimmt wurde. Die Prüfung von VA und CS erfolgte mit dem Freiburg Vision Test FrACT (Bach 1996, 2007, <https://michaelbach.de/fract.html>). Dieses Programm ermittelt automatisiert die Sehschärfe des Probanden unter Verwendung des Best-PEST-Algorithmus (parameter estimation by sequential testing (Lieberman und Pentland 1982)). Bei der Schwellenbestimmung mittels FrACT handelt es sich um ein sogenanntes „alternativ-forced-choice“ (AFC) Verfahren, was bedeutet, dass der Proband aus mehreren Möglichkeiten wählen muss, auch wenn er keine sichere Antwort geben kann und ggf. bestmöglich

raten muss (Bach 2018). In diesem Fall wurden Landoltringe mit 8 möglichen Positionen der Lücke präsentiert, womit ein 8-AFC-Test und damit eine Ratewahrscheinlichkeit von 12,5 % gegeben war. Dies erlaubte eine schnelle Sehschwellenbestimmung in nur 18 Durchgängen (Bach 2007). Um die jeweilige Sehschärfe zu erreichen, mussten die Probanden entsprechend der DIN zur Sehschärfebestimmung (DIN EN ISO 8596:2018-04) 60 % korrekt erkennen (Wesemann et al. 2020). Das forced-choice-Verfahren ist für den Probanden unangenehm, da er im Bereich der Sehschwelle nur $\leq 60\%$ der Optotypen erkennen kann. Daher wird aller 6 Durchgänge (ab dem 12.) ein 4x größeres Sehzeichen als die aktuell bestimmte Schwelle präsentiert und auch der letzte Durchgang ist ein überschwellig großes Landolt-C, um den Probanden zu motivieren (Bach 1996, 2018). Der Proband teilte dem Versuchsleiter die Position der Lücke durch Angabe der Uhrzeit, bspw. 3 Uhr für die Öffnung nach rechts, mündlich mit. Daraufhin ertönte ein akustisches Feedback über die Richtigkeit der Antwort, womit zwar das Ergebnis nicht beeinflusst, aber der Komfort des Untersuchten deutlich verbessert wird (Bach 2018; Bach und Schäfer 2016). Die Sehschärfenschwelle wurde durch stufenweise Größenzu- oder -abnahme der Optotypen nach dem Best-PEST-Algorithmus bestimmt, wobei wir zwei verschiedene Arten testeten. Einerseits die konventionelle Sehschärfe (VA_s , single optotype) und andererseits die Sehschärfe mit Crowding-Effekt (VA_c , crowded optotype), der durch einen weiteren Ring um das Landolt-C (©) herum erzeugt wurde (Bach 1996). Die Dokumentation des Visus erfolgte in der Angabe des logMAR. Für CS dagegen wurde ein überschwellig großer Optotyp präsentiert, dessen Kontrast zum Hintergrund sich veränderte, um die Wahrnehmungsschwelle, in logarithmierten Einheiten des Weber-Kontrastes (logCS), zu definieren. Die Sehzeichen wurden auf einem 28“ LED-Monitor (Samsung U28E590DSL, Dublin, Ireland), der mit Data SpyderX Pro (Datacolor, New Jersey, USA) kalibriert wurde, präsentiert.

Perimetrie. Das Gesichtsfeld (GF) wurde binokular mit Ocusweep® in einer Entfernung von 42,5 cm geprüft. Die Zuverlässigkeit der Untersuchung ohne Fixation des Kopfes wurde durch eine kontinuierliche Messung des Abstandes des Probanden zum Gerät mit entsprechender akustischer Aufforderung zur Korrektur gewährleistet. Für die Prüfung des GF während des Gehen_{LB} musste diese Funktion allerdings deaktiviert werden, da andernfalls keine Messung durch die bewegungsbedingten Positionsveränderungen des Probanden möglich gewesen wäre. Ein quadratischer, 9 LED (5,2 mm x 5,2 mm) großer Teststimulus erlaubte außerdem eine Messung ohne Korrektur von Refraktionsfehlern für einen Nahvisus $> 0,1$ (Ocuspecto Oy 2021). Der Proband teilte wahrgenommene Reize über Tastendruck einer funkgesteuerten Fernbedienung mit. Zur Auswertung wurde der Parameter mittlere Abweichung (MD [dB], mean deviation) genutzt, der bei Ocusweep® höhere Defekte mit steigenden Werten angibt. Für einen Probanden konnte die GF-Messung bei $G_{3,5}$ (s. 4.1.3.2) nicht durchgeführt werden.

Monitoring. Neben $VA_{S/C}$ und MD wurden noch weitere Daten erhoben. Ein Pulsgurt (T34 Transmitter, Polar Electro Oy, Kempele, Finnland) registrierte sekundlich die Herzfrequenz [bpm], welche über das zum Laufband gehörige Computerprogramm (h/p/cosmos para graphics® 2.6.14 "End-of-Life", h/p/cosmos sports & medical gmbh, Nussdorf-Traunstein, Deutschland) aufgenommen und gespeichert wurde. War die Pulsmessung durch technische Probleme nicht möglich, wurde der Puls manuell nach jeder Untersuchung gemessen (betrifft 2 Probanden) oder bei gestörter Kommunikation zwischen Laufband und Laptop nach jeder Untersuchung abgelesen (1 Proband). Für jeweils einen Probanden wurden keine Werte für Durchgang 1 bzw. Durchgang 2 erfasst. Um Abweichungen von der festgelegten Testdistanz durch das Gehen_{LB} zu ermitteln, wurde an der rechten Seite des Brillengestells der „Vivior® Sensor“ (VIVIOR AG, Zürich, Schweiz) befestigt. Dieser ermittelte mit zwei Infrarotsensoren kontinuierlich die Entfernung des Probanden zum Spiegel gemessen, wobei einer dieser Sensoren horizontal und der andere 30° nach unten ausgerichtet war. Diese erhobenen Daten erlaubten im Nachhinein die Ermittlung der realen Testentfernung und damit, wenn möglich, die Korrektur der visuellen Funktionen.

4.1.3.2 *Procedere*

Bevor die Messreihe auf dem Laufband startete, wurden noch einige Voruntersuchungen durchgeführt. Nach der Bestimmung der tagesaktuellen Refraktion durch eine Optometristin, folgte die Untersuchung des monokularen Gesichtsfeldes mit dem Humphrey Field Analyzer 3, sowie des binokularen mit Ocusweep® und aktivierter Abstandskontrolle. Die persönliche Laufgeschwindigkeit wurde ebenfalls gemessen, um einen Vergleichswert für die später ausgesuchte präferierte Geschwindigkeit auf dem Laufband zu erhalten. Dafür liefen die Probanden in einem Flur zweimal eine Strecke von 29,1 m in einem zügigen Tempo, die benötigte Zeit wurde gestoppt und für beide Durchgänge gemittelt. Mit diesem Wert wurde die Gehgeschwindigkeit berechnet. Mit Betreten des Laufbandes wurde stets ein Sicherheitsgurt zur Sicherung der Probanden angelegt und auf den Notfall-Knopf hingewiesen. Nach einer Eingewöhnungszeit wurden die Probanden aufgefordert, eine persönlich bevorzugte Geschwindigkeit auf dem Laufband zu wählen, die für sie zügigem Gehen entspricht und für etwa 10 min durchgehalten werden kann. Nach dem Anlegen des Pulsgurtes und Anbringen des Vivior® Sensors wurde mit dem Messprotokoll begonnen.

Der Effekt des Gehen_{LB} wurde für drei visuelle Funktionen untersucht: Sehschärfe ohne (VA_S) und mit Crowding-Effekt (VA_C), Kontrast- (CS) und Gesichtsfeldsensitivität (MD). Als Vergleichswert wurde jede Funktion als erstes im Stehen, also ohne Bewegung (G_0), geprüft und anschließend bei zwei verschiedenen Geschwindigkeiten: (1) selbstgewählte, individuelle Geschwindigkeit, die für den Probanden zügigem Gehen entsprach (G_{ind}) und (2) 3,5 km/h ($G_{3,5}$).

Die Probanden wurden dabei aufgefordert, sich nur im Notfall oder bei starken Gleichgewichtsproblemen an den Handläufen des Laufbandes festzuhalten, um während des Gehen_{LB} einen möglichst großen Bewegungseffekt zu erzielen. VA und CS wurden in zwei aufeinanderfolgenden Durchgängen (ABC-ABC) bestimmt, um die Reproduzierbarkeit der Messungen zu prüfen und die Messergebnisse durch Mittelwertbildung zu stärken. Zwischen den beiden Wiederholungen wurde eine Pause gemacht, um einen Einfluss des After-Motion-Effekts (s. 2.3.1.3) bei der darauffolgenden statischen Messung auszuschließen. Die Bestimmung der MD erfolgte in der Messreihe für jede Geschwindigkeitskondition nur einmal, da eine Untersuchung bereits 4 min in Anspruch nahm und es für die Probanden sonst zu anstrengend geworden wäre und die Konzentrationsfähigkeit nachgelassen hätte. Der Ablauf der Untersuchungen ist in Abbildung 15 dargestellt.

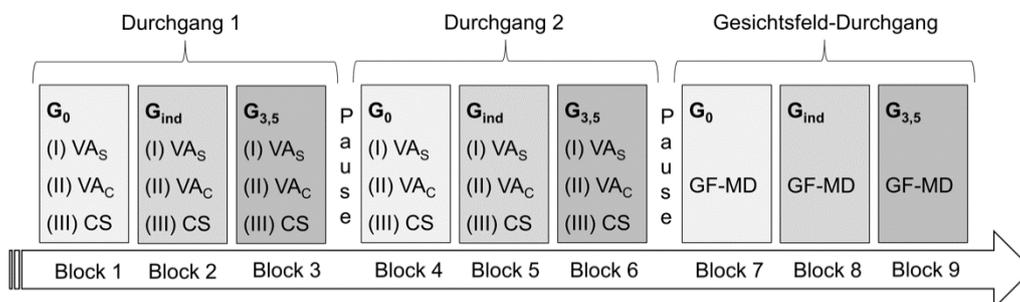


Abbildung 15. Zeitlicher Ablauf der Untersuchungen.

G_0 = statisch, G_{ind} = individuelle Geschwindigkeit, $G_{3,5}$ = 3,5 km/h, $VA_{S/C}$ = Sehschärfe ohne/mit Crowding, CS = Kontrastsensitivität, MD = Gesichtsfeldsensitivität

4.2 Datenanalyse und Statistik

Bevor eine Auswertung der oben genannten erhobenen Daten durchgeführt werden konnte, mussten diese zunächst vorbereitet werden. Im folgenden Abschnitt wird erläutert, wie 1) die visuellen Funktionen anhand der gemessenen Testdistanz korrigiert, 2) der visuelle Funktionsverlust berechnet und 3) die Pulsfrequenz verarbeitet wurden. Im Anschluss werden die zur Analyse verwendeten statistischen Verfahren vorgestellt.

4.2.1 Vorbereitung der Daten

4.2.1.1 Daten-Korrektur

Die meisten Probanden hatten Schwierigkeiten während des Gehen_{LB} konstant an der markierten Position auf dem Laufband zu bleiben. Mit der Korrektur für die reale Testdistanz soll ausgeschlossen werden, dass ein Effekt des Gehen_{LB} nur durch eine größere Testdistanz bedingt ist. Zur Ermittlung der realen Distanz wurde der gerade nach vorn ausgerichtete Sensor verwendet. Durch das Nutzen der Messbrille konnte die Halterung des Sensors nicht immer optimal angepasst werden, sodass dieser teilweise nicht genau horizontal ausgerichtet war, sondern nach oben oder unten abwich und damit einen größeren Abstand als den tatsächlich

realen gemessen hat. Ein deutliches Beispiel dafür ist als Foto in Abbildung 16 gezeigt. Der Winkel der Abweichung wurde in der Formel für die Korrektur der Daten berücksichtigt, die wie folgt lautete:

$$1) \text{ reale Testdistanz [mm]} = (\cos (\text{Winkel } \alpha) * \text{gemessene Entfernung [mm]}) + 3500 \text{ [mm]}$$

Eine Korrektur für die reale Distanz wurde für VA_S und VA_C durchgeführt. Dafür importierten wir die Vivor[®] Sensor-Daten für jeden Probanden in IGOR (IGOR Pro; WaveMetrics, Portland, OR, USA) und ermittelten blockweise (G₀, G_{ind}, G_{3,5}, 2 Durchgänge) den Median der Testdistanz, mit dem die Korrektur nach der folgenden Formel durchgeführt wurde:

$$2) \text{ korrigierte VA [logMAR]} = \log \left(\frac{10^{\text{VA [logMAR]} * 5000 \text{ [mm]}}}{\text{reale Distanz [mm]}} \right)$$

Während der Messungen veränderte sich der Winkel durch Kopfbewegungen des Probanden, z.B. durch nach unten oder oben Schauen. Der Ausgangswinkel, bedingt durch die Montage am Brillenrahmen, wurde trotzdem in die Berechnung inkludiert, um die Abweichungen durch weitere Bewegungen möglichst gering zu halten. Eine Kopfneigung von 10° nach oben und unten verursacht eine gemessene Distanzveränderung von in Summe 4,6 cm, was auf die Gesamtentfernung 0,92 % ausmacht und damit vernachlässigbar ist.

Für die anschließenden Analysen wurden ausschließlich die korrigierten Werte der Testdistanz und VA_{S/C} genutzt. Eine Korrektur von CS war nicht möglich. Die Ermittlung der realen Testdistanz während der GF-Untersuchung erwies sich als nicht praktikabel, da die Sensoren nicht bei allen Probanden das gebogene Perimeter trafen, sondern manchmal oberhalb (horizontaler Sensor) oder unterhalb (Sensor 30° nach unten) vorbeigingen. Dies geschah auch innerhalb der Messungen der Probanden, da bei der Untersuchungsmethode von Ocusweep[®] auch der Fixierpunkt seine Position verändert. Daher war keine einheitliche Bestimmung möglich.

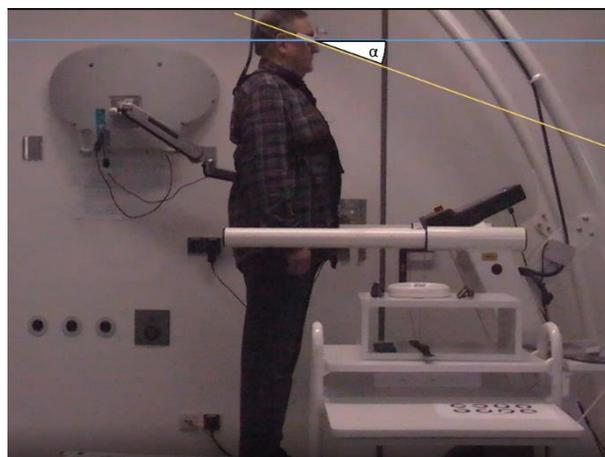


Abbildung 16. Zu sehen ist der Proband BGE476, der sein Einverständnis zur Veröffentlichung der Aufnahmen während der Untersuchungen gegeben hat, während G₀. Der Vivor[®]-Sensor ist am rechten Bügel der Messbrille befestigt und konnte nicht parallel zum Boden ausgerichtet werden. Zur Distanzkorrektur für VA_{S/C} wurde der Winkel α bestimmt und in der Berechnung für die reale Testdistanz berücksichtigt.

4.2.1.2 Berechnung des visuellen Funktionsverlustes

Zur Überwindung der Auswirkung interindividueller Variabilität berechneten wir den visuellen Funktionsverlust durch das Gehen_{LB} für jeden Probanden. Durch das Subtrahieren der G_{3,5}-Kondition von den statischen Messungen (G₀), erhält man den absoluten Wert, um den sich die Funktion verändert hat, bspw.:

$$3) \text{ } VA_S \text{ Verlust } [\log MAR] = VA_S (G_0) [\log MAR] - VA_S (G_{3,5}) [\log MAR]$$

Die Berechnung erfolgte mit G_{3,5}, da jeder Proband bei dieser Geschwindigkeit getestet wurde und die Bedingungen entsprechend gleich waren. Der Funktionsverlust wurde für VA_{S/C}, CS und MD berechnet, wobei negative Werte bei VA_{S/C} und MD eine Verschlechterung durch das Gehen_{LB} und positive Werte eine Verbesserung bedeuten. Bei einem Verlust von CS verhalten sich die Werte andersherum.

4.2.1.3 Pulsanalyse

Die Pulsdaten wurden aus h/p/cosmos graphics exportiert und blockweise mit MATLAB (MATLAB 2019b, The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) analysiert. Für jeden Block (G₀, G_{ind}, G_{3,5}, 2 Durchgänge) wurde der Median bestimmt. Für die folgende Analyse wurde außerdem der Mittelwert für beide Durchgänge der VA_{S/C}- und CS-Messung gebildet. Der Effekt des Gehen_{LB} wurde anschließend durch Bildung der Pulsdifferenz für jeden Probanden berechnet und für anschließende Auswertungen genutzt:

$$4) \text{ Pulsdifferenz } [bpm] = \text{Puls } G_{3,5} [bpm] - \text{Puls } G_0 [bpm]$$

4.2.2 Statistische Auswertung

Die Auswertung der gewonnenen Daten erfolgte mit SPSS (Statistical Package for the Social Sciences; IBM, Armonk, NY, USA) und einem festgelegten Signifikanzniveau von $p < 0,05$. Für die Interpretation der Ergebnisse wurde stets der zweiseitige p-Wert verwendet. Der Effekt des Gehen_{LB} auf die visuellen Funktionen wurde durch ANOVAs mit Messwiederholung (repeated measures analysis of variance, RM-ANOVA) und verschiedenen Faktoren u.a. GRUPPE, GESCHWINDIGKEIT und DURCHGANG analysiert. Unter Beachtung des Mauchly-Tests wurde bei Verletzung der Sphärizität der Greenhouse-Geisser-Wert verwendet. Bei Nutzung unabhängiger t-Tests wurde der p-Wert nach dem Levene-Test der Varianzgleichheit ausgewählt. Je nach Normalverteilung des Datensatzes wurden zur Analyse von Abhängigkeiten die Korrelationen nach Spearman oder Pearson ermittelt. Alle signifikanten p-Werte, einschließlich der post-hoc-Tests der ANOVAs, wurden mit der Šidák-Methode für multiples Testen zur Vermeidung einer Alphafehlerkumulierung korrigiert. Die Effektgröße wurde anhand des Eta-Quadrat-Wertes (η^2) bestimmt und nach Cohen mit kleiner (0,01), mittlerer (0,06) und großer (0,14) Effektgröße bewertet (Cohen 1988). Außerdem untersuchten wir die Ergebnisse der

beiden wiederholten Messungen von $VA_{S/C}$ und CS auf ihre Reproduzierbarkeit und bestimmten den Intraklassenkoeffizienten (ICC), der mindestens $> 0,7$ betragen sollte (Ritschl et al. 2016). Zur graphischen Darstellung wurden IGOR und R (R: A language and environment for statistical computing, R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) verwendet.

5 Ergebnisse

In dieser Studie zur Untersuchung des Einflusses des Gehen_{LB} auf visuelle Funktionen wurden 18 Glaukompatienten und 30 Kontrollen eingeschlossen. Aufgrund fehlender Messwerte eines Probanden für pRNFL, mGCLIPL und eines Probanden für MD bei $G_{3,5}$ erfolgte die statistische Analyse bei diesen Parametern mit $n = 37$. Es erfolgte die Bestimmung von VA_S , VA_C , CS und MD, sowie die Dokumentation des Pulses während drei verschiedenen Geschwindigkeiten [G_0 , G_{ind} , $G_{3,5}$]. In den folgenden Abschnitten werden 1) in einer Übersicht Beispieldatensätze, Geh- und Laufbandgeschwindigkeit im Gruppenunterschied und die Pulsveränderung dargestellt, sowie im Weiteren die Ergebnisse der statistischen Analysen für 2) die RM-ANOVAs [Testdistanz, $VA_{S/C}$, CS, MD, Puls], 3) den Funktionsverlust für $VA_{S/C}$, CS, MD und 4) die untersuchten Korrelationen präsentiert.

5.1 Übersicht

Zur Veranschaulichung der gewonnenen Ergebnisse sind (a) die Datensätze einer Kontrollperson und eines Glaukompatienten, (b) die Geh- und Laufbandgeschwindigkeit, sowie (c) der Pulsanstieg jeweils im Gruppenvergleich und (d) die Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Untersuchungen mit Messwiederholung dargestellt.

(a) *Beispieldatensätze*. Der Einfluss des Gehen_{LB} auf die visuellen Funktionen sowie den Puls wird in Abbildung 17 durch die erhobenen Daten eines G und eines K beispielhaft dargestellt. Sowohl $VA_{S/C}$, als auch MD wurden durch das Gehen_{LB} beeinträchtigt, CS dagegen blieb unbeeinflusst. Ein Anstieg der Pulsfrequenz spiegelt die Anstrengung des Probanden durch das Gehen_{LB} im Vergleich zu G_0 wider.

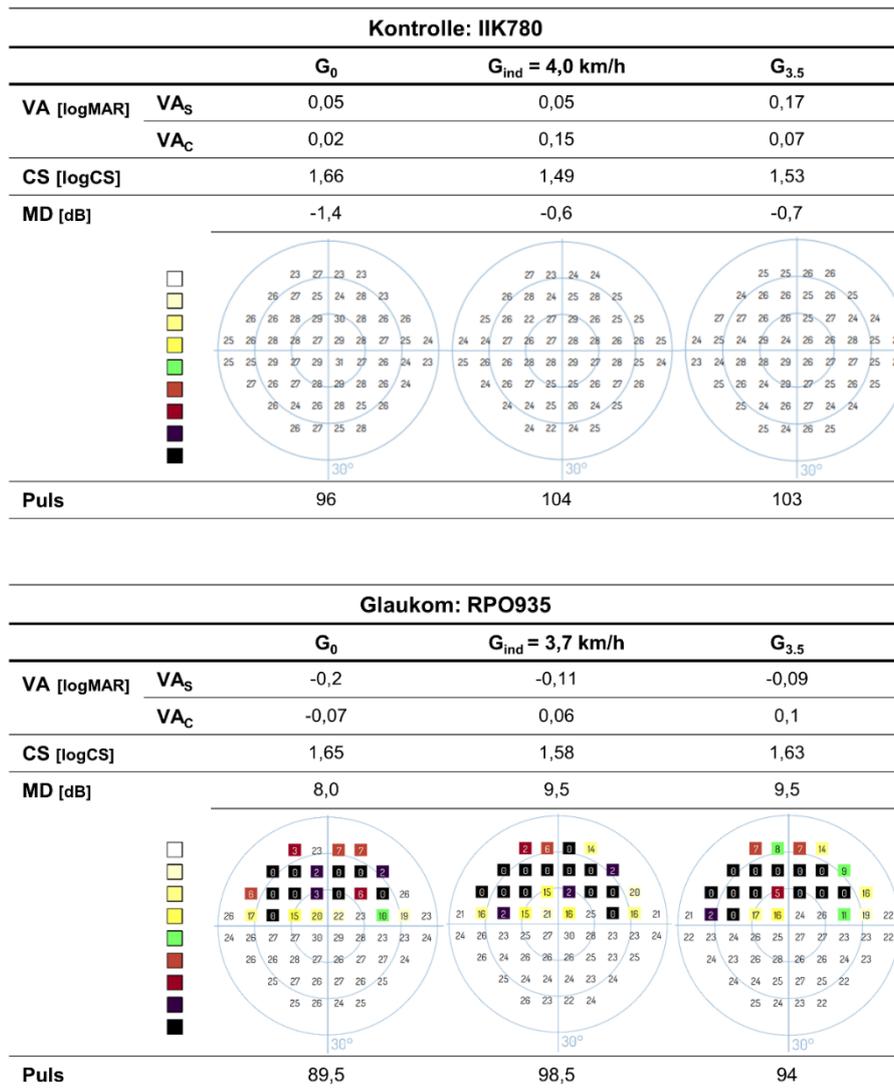


Abbildung 17. Beispielhafte Darstellung der Messergebnisse für einen Probanden der Kontroll- und der Glaukomgruppe. Für beide Probanden ist eine Verschlechterung von $VA_{S/C}$ und MD durch das Gehen_{LB} festzustellen, CS blieb dagegen konstant. Der erhöhte Puls in den Konditionen G_{ind} und $G_{3,5}$ belegen eine Anstrengung durch das Gehen_{LB} für die Probanden.

(b) Geh- und Laufbandgeschwindigkeit. Abbildung 18 zeigt die gemessene Gehgeschwindigkeit und die individuell gewählte Laufbandgeschwindigkeit im Gruppenunterschied. Sowohl G, als auch K wählten auf dem Laufband eine signifikant niedrigere Geschwindigkeit, als die gemessene Gehgeschwindigkeit ($p < 0,001$). Bei beiden Faktoren konnte kein Gruppenunterschied festgestellt werden, sowohl das normale Gehen, als auch G_{ind} absolvierten G in ähnlichen Geschwindigkeiten wie K ($p > 0,05$).

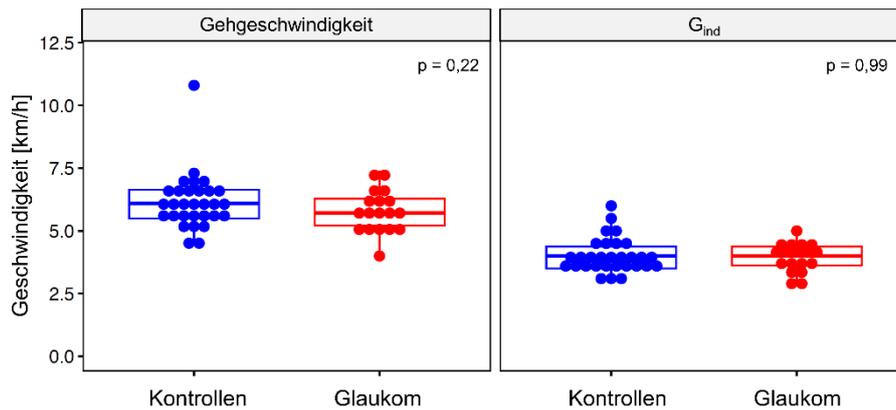


Abbildung 18. Geh- und individuelle Laufbandgeschwindigkeit im Gruppenvergleich. Es ist kein Unterschied zwischen Glaukompatienten und gesunden Kontrollen nachweisbar, beide Gruppen wählten allerdings auf dem Laufband eine geringere Geschwindigkeit, als die gemessene Gehgeschwindigkeit ($p < 0,001$).

(c) *Veränderung des Pulses.* Zur Veranschaulichung der Anstrengung der Testpersonen wurde außerdem die Pulsveränderung durch das Gehen_{LB} im Gruppenunterschied dargestellt (Abbildung 19). Die positive Differenz zeigt einen Anstieg der Pulsfrequenz in Bewegung an und bestätigt damit eine Anstrengung. Der Pulsanstieg verhält sich in beiden Gruppen gleich ($p > 0,05$).

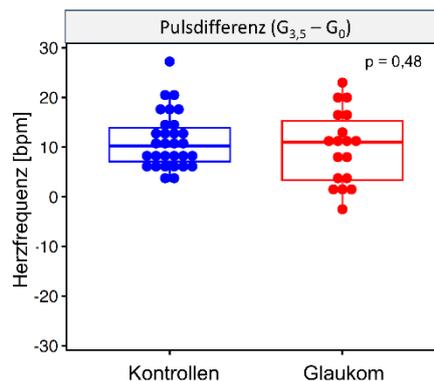


Abbildung 19. Pulsveränderung durch Bewegung im Gruppenvergleich. Die positive Pulsdifferenz zeigt einen Anstieg und beweist damit eine Anstrengung der Probanden durch das Gehen_{LB}, wobei kein Unterschied zwischen den Gruppen feststellbar ist.

(d) *Reproduzierbarkeit.* $VA_{S/C}$ und CS wurden in einem zweiten Durchgang für alle drei Geschwindigkeitskonditionen wiederholt gemessen. Die Test-Retest-Reliabilität und damit Ausschluss eines Lerneffektes wurde geprüft und eine gute Reproduzierbarkeit ($ICC > 0,7$) der Ergebnisse bestätigt, wie in Abbildung 20 in Form von Bland-Altman-Plots dargestellt. Dieses Ergebnis erlaubt außerdem die Nutzung des Mittelwertes beider Durchgänge für weitere Analysen.

Auch für das statische Gesichtsfeld wurden zwei Messungen durchgeführt, eine davon mit aktivierter Abstandskontrolle und eine ohne. Damit konnte der Effekt der aktiven Kontrolle untersucht werden, die ICC ist mit 0,971 sehr gut (Abbildung 21) und bestätigt die Reliabilität der Gesichtsfeldmessung auch ohne aktive Abstandskorrektur.

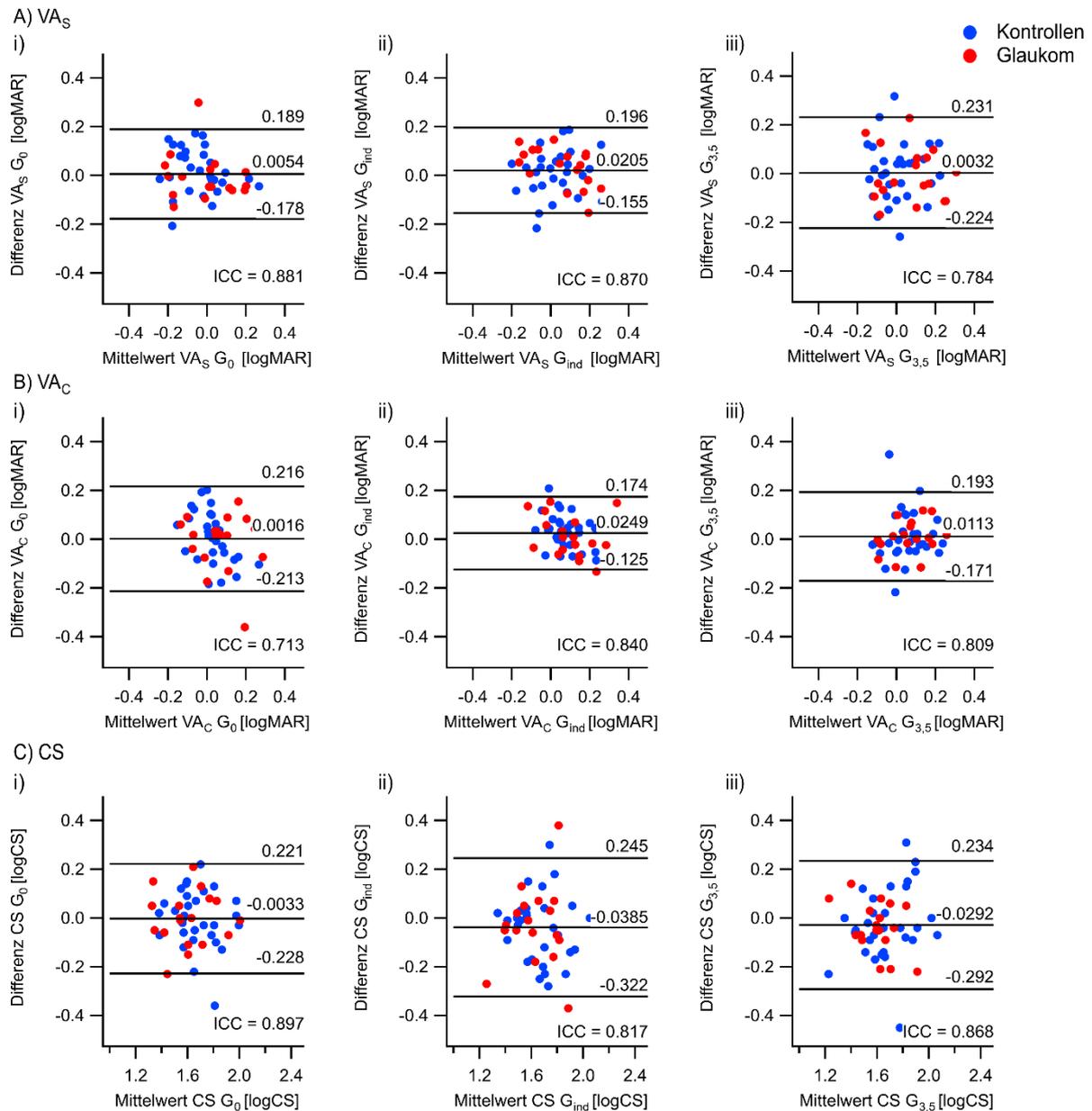


Abbildung 20. Bland-Altman-Plots zur Darstellung der Reproduzierbarkeit der Bestimmung von A) VA_S , B) VA_C und C) CS während der drei Geschwindigkeitsbedingungen (i) G_0 , ii) G_{ind} , iii) $G_{3,5}$.

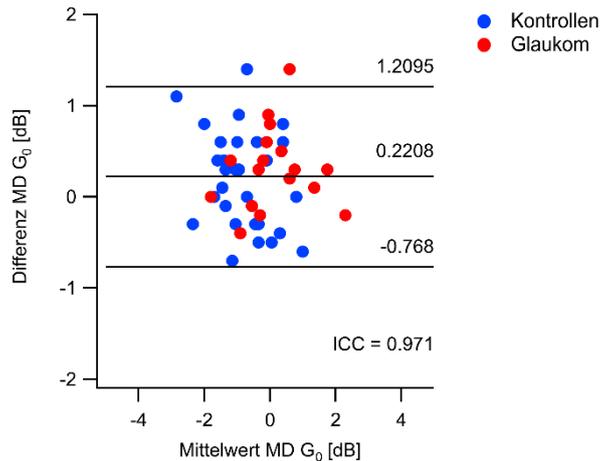


Abbildung 21. Darstellung der Reproduzierbarkeit der statischen binokularen Gesichtsfeldempfindlichkeit mit und ohne aktive Abstandskontrolle mittels Bland-Altman-Plot.

5.2 Effekt des Gehen_{LB}

Der Effekt des Gehen_{LB} auf die visuellen Funktionen [VA_{S/C}, CS, GF], sowie auf den Puls, wurde mit ANOVAs mit Messwiederholung (RM-ANOVAs) untersucht und zeigte eine Verschlechterung von VA_{S/C} und MD durch das Gehen_{LB}. Der Einfluss auf die Pulsfrequenz bestätigt, dass die Probanden die visuellen Funktionstests während des Gehen_{LB} unter größerer Anstrengung absolvierten als bei G₀. Zu Beginn wurde außerdem die Testentfernung während des Gehen_{LB} im Vergleich zur statischen Bedingung analysiert und zeigte eine größere Distanz während des Gehen_{LB}. Die Ergebnisse der ANOVAs, mit den verwendeten Faktoren, F-Wert, η^2 und Post-hoc-Tests, sind in Tabelle 2 zusammengefasst, wobei zur besseren Übersichtlichkeit nur signifikante, sowie die wesentliche Interaktion GESCHWINDIGKEIT*GRUPPE aufgeführt werden. Im folgenden Abschnitt und in Abbildung 22 und Abbildung 23 werden die Ergebnisse für alle untersuchten Variablen [(A) Testdistanz, (B) VA_{S/C}, (C) CS, (D) MD und (E) Puls] dargestellt.

(A) *Testdistanz*. Mit Hilfe des Vivior[®] Sensors war es möglich die Testdistanz während der Untersuchung der visuellen Funktionen über alle Geschwindigkeitskonditionen zu ermitteln. Unabhängig vom Faktor Gruppe wurde diese durch das Gehen_{LB} im Vergleich zu G₀ signifikant größer, bei G_{ind} ($p < 0,001$) um $15,6 \pm 1,6$ cm und $14,1 \pm 1,7$ cm bei G_{3,5} ($p < 0,001$). Außerdem zeigte sich ein Unterschied zwischen beiden Durchgängen ($p = 0,004$), wobei die Testdistanz im ersten Durchgang bei G_{ind} ($p < 0,001$) mit $3,83 \pm 0,89$ cm und G_{3,5} ($p = 0,016$) mit $2,59 \pm 1,03$ cm etwas größer war als im zweiten. Auf die gesamte Entfernung betrachtet sind diese Veränderung aber gering und liegen bei $< 5\%$ ($16 \text{ cm}/500 \text{ cm} * 100\%$). Diese bestätigte größere Entfernung während des Gehen_{LB} unterstreicht die Notwendigkeit, die Sehschärfe für die reale Entfernung zu korrigieren, um sicher zeigen zu können, dass die Veränderungen von VA_{S/C} auf das Gehen_{LB} und nicht auf eine größere Testdistanz zurückzuführen sind.

(B) *Visus*. Die korrigierten Werte für $VA_{S/C}$ verschlechterten sich durch das Gehen_{LB} ($p < 0,001$). Während G_{ind} nahm $VA_{S/C}$ um $0,05 \pm 0,01$ logMAR und um $0,04 \pm 0,01$ logMAR bei $G_{3,5}$ im Vergleich zu G_0 ab. Außerdem waren die Ergebnisse von VA_C über alle Geschwindigkeitsbedingungen schlechter als VA_S ($p < 0,001$). Zwischen den Gruppen zeigte sich kein Unterschied ($p > 0,05$).

(C) *Kontrastsensitivität*. Gegenüber dem Gehen_{LB} blieb CS unbeeinflusst ($p = 0,992$), in der ANOVA wurde nur ein Effekt des Durchgangs ($p = 0,035$) gefunden, der sich in den Post-hoc Tests aber nicht bestätigte ($p > 0,05$). Außerdem wiesen die beiden Messdurchgänge für CS einen hohen Intraklassenkoeffizienten ($ICC > 0,8$) auf, der die Reproduzierbarkeit für alle Geschwindigkeiten bestätigte. Auch für die CS erzielten beide Gruppen ähnliche Ergebnisse ($p > 0,05$).

(D) *Gesichtsfeld*. Der Vergleich der statischen Messungen bestätigte den zu erwartenden Gruppenunterschied ($p = 0,003$) und zeigte außerdem einen Effekt der Abstandskontrolle ($p = 0,003$), wobei die Messung ohne Kontrolle besser ausfiel. Dies steht im Kontrast zu dem hohen Intra-Klassen-Koeffizienten von $ICC = 0,97$, der eine sehr gute Reproduzierbarkeit auch ohne aktive Kontrolle zeigte. Das ist darauf zurückzuführen, dass der Unterschied zwischen den beiden Messmethoden im Mittel nur $0,23 \pm 0,08$ dB betrug und damit klinisch und für die Reproduzierbarkeit nicht relevant ist.

Die Analyse zum Effekt des Gehen_{LB} auf MD bestätigte ebenfalls einen Gruppenunterschied ($p = 0,011$) und außerdem einen negativen Einfluss ($p < 0,001$). Die MD wurde durch das Gehen_{LB} durchschnittlich um $0,95 \pm 0,08$ dB für G_{ind} und $0,97 \pm 0,08$ dB für $G_{3,5}$ schlechter.

(E) *Puls*. Die Analyse der Pulsveränderung bestätigte einen Pulsanstieg durch das Gehen_{LB} im Vergleich zu G_0 ($p < 0,001$) und ist damit Ausdruck der Anstrengung der Testpersonen, unabhängig von der Gruppe ($p > 0,05$).

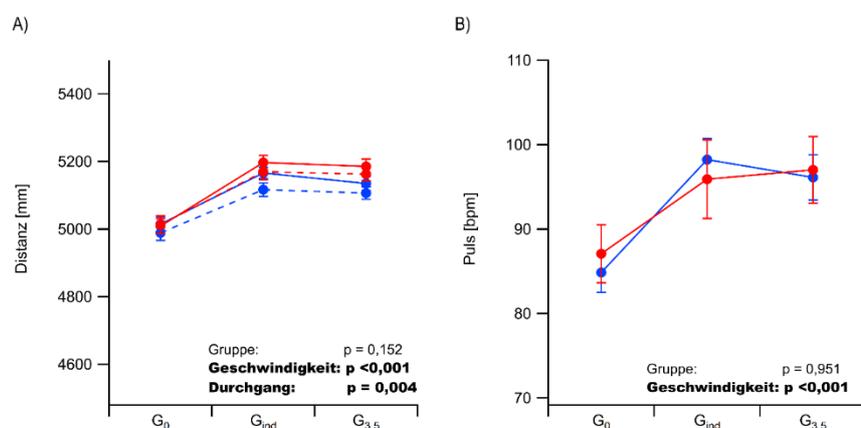


Abbildung 22. Effekt des Gehen_{LB} auf Distanz und Puls.

A) Effekt des Gehen_{LB} auf die Testdistanz: größere Testdistanz als bei G_0 ; B) Effekt des Gehen_{LB} auf den Puls: der Puls stieg durch das Gehen_{LB} an.

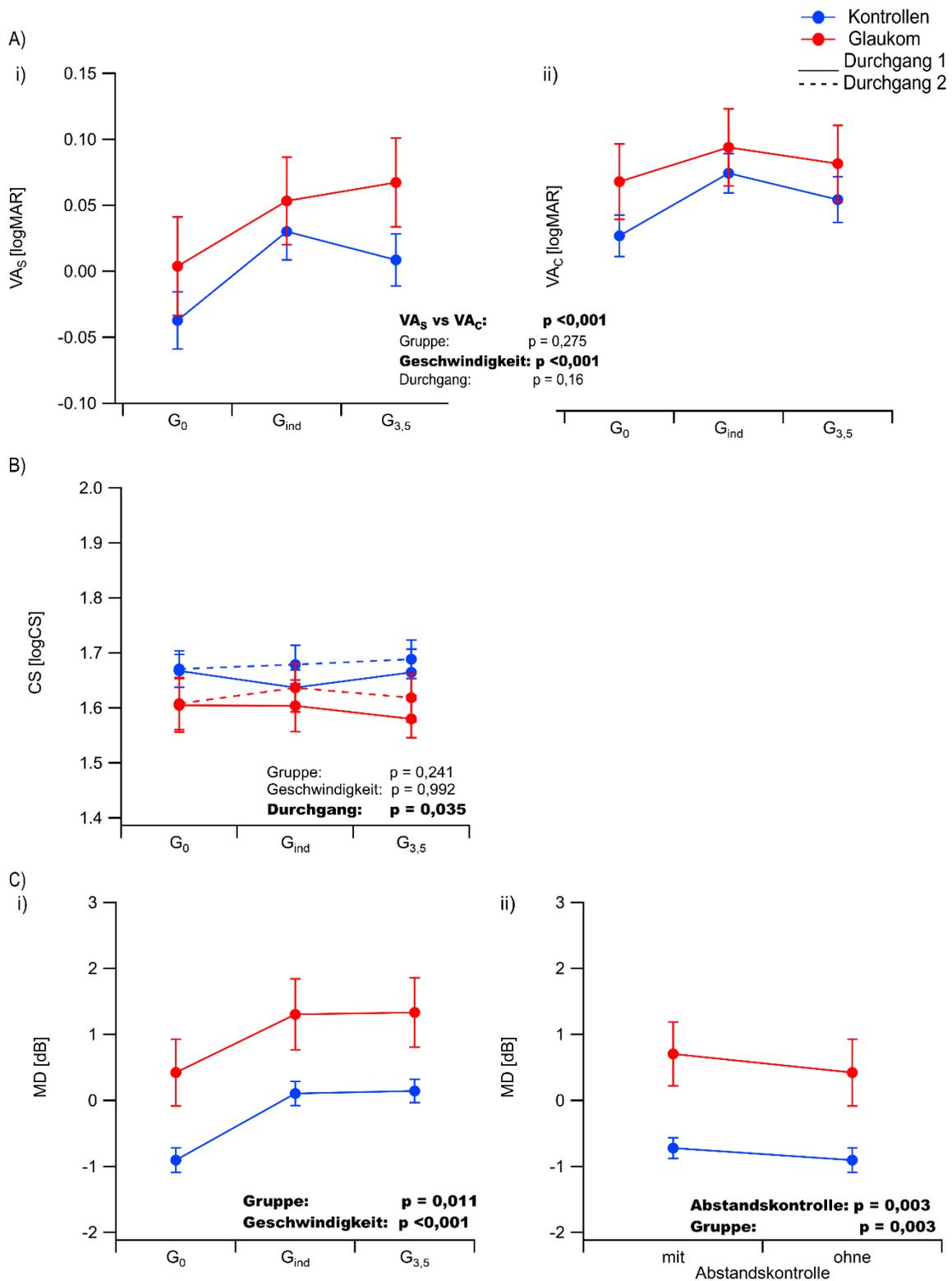


Abbildung 23. Effekt des Gehen_{LB} auf VA, CS und MD.

A) Effekt des Gehen_{LB} VA: G_{ind} und G_{3,5} zeigen schlechtere Werte im Vergleich zu G₀, außerdem VA_C (ii) signifikant schlechter als VA_S (i); B) kein Effekt des Gehen_{LB} auf CS, aber Effekt des Durchgangs; C) i) Effekt der Abstandskontrolle auf MD: ohne Abstandskontrolle besseres Ergebnis, ii) Effekt des Gehen_{LB} auf MD: schlechtere MD bei G_{ind} und G_{3,5}.

Tabelle 2. Zusammenfassung der Ergebnisse der RM-ANOVAs sowie der Post-hoc-Analysen.

	Faktoren	RM-ANOVA			Post-hoc		
		F	p	η^2	t-Tests	MW-Diff. \pm SEM	p
Testdis- tanz [mm]	GRUPPE	F(1,46) = 2,1	0,152	0,04	K vs G	-34,85 \pm 23,93	0,152
	GESCHWINDIG- KEIT	F(1,3,61.4) = 73,7	<0,001	0,62	G ₀ vs G _{ind}	-155,9 \pm 16,41	<0,001
					G ₀ vs G _{3,5}	-141,2 \pm 16,58	<0,001
					G _{ind} vs G _{3,5}	14,7 \pm 7,70	0,176
	DURCHGANG	F(1,46) = 9,4	0,004	0,17	1 vs 2	25,01 \pm 8,20	0,004
	GESCHWINDIG- KEIT* GRUPPE	F(1,3,61.4) = 1,33	0,265	0,03	G ₀ K vs G	-0,04 \pm 0,03	0,226
G _{ind} K vs G					-0,02 \pm 0,03	0,505	
G _{3,5} K vs G					-0,04 \pm 0,03	0,195	
VA_{S/C} [logMAR]	VA-TYP	F(1,46) = 30,2	<0,001	0,40	VA _S vs VA _C	-0,05 \pm 0,01	<0,001
	GRUPPE	F(1,46) = 1,2	0,275	0,03	K vs G	-0,04 \pm 0,03	0,275
	GESCHWINDIG- KEIT	F(2,92) = 31,7	<0,001	0,41	G ₀ vs G _{ind}	-0,05 \pm 0,01	<0,001
					G ₀ vs G _{3,5}	-0,04 \pm 0,01	<0,001
					G _{ind} vs G _{3,5}	0,01 \pm 0,01	0,335
	DURCHGANG	F(1,46) = 2,0	0,16	0,04	1 vs 2	0,01 \pm 0,01	0,160
	VA*GESCHWIN- DIGKEIT	F(2,92) = 3,4	0,04	0,07	G ₀	-0,07 \pm 0,01	<0,001
					G _{ind}	-0,04 \pm 0,01	<0,001
					G _{3,5}	-0,03 \pm 0,01	0,005
	GESCHWINDIG- KEIT* GRUPPE	F(2,92) = 1,8	0,171	0,04	G ₀ K vs G	-0,04 \pm 0,03	0,226
G _{ind} K vs G					-0,02 \pm 0,03	0,505	
G _{3,5} K vs G					-0,04 \pm 0,03	0,195	
CS [logCS]	GRUPPE	F(1,46) = 1,4	0,241	0,03	K vs G	0,06 \pm 0,05	0,241
	GESCHWINDIG- KEIT	F(2,92) = 0,0	0,992	0,00	G ₀ vs G _{ind}	0,00 \pm 0,02	1,0
					G ₀ vs G _{3,5}	0,00 \pm 0,02	1,0
					G _{ind} vs G _{3,5}	0,00 \pm 0,01	1,0
	DURCHGANG	F(1,46) = 4,7	0,035	0,09	1 vs 2	-0,02 \pm 0,01	0,035
	GESCHWINDIG- KEIT*DURCH- GANG	F(2,92) = 0,82	0,450	0,02	G ₀	-0,00 \pm 0,02	0,848
					G _{ind}	-0,04 \pm 0,02	0,092
					G _{3,5}	-0,03 \pm 0,02	0,132
GESCHWINDIG- KEIT* GRUPPE	F(2,92) = 0,84	0,434	0,02	G ₀ K vs G	0,06 \pm 0,05	0,236	
				G _{ind} K vs G	0,04 \pm 0,05	0,468	
				G _{3,5} K vs G	0,08 \pm 0,06	0,167	
MD statisch [dB]	GRUPPE	F(1,46) = 10,0	0,003	0,18	K vs G	-1,38 \pm 0,44	0,003
	ABSTANDS- KONTROLLE	F(1,46) = 9,5	0,003	0,17	mit vs ohne	0,0 ^x	0,006^x
MD [dB]	GRUPPE	F(1,45) = 7,0	0,011	0,13	K vs G	-1,22 \pm 0,47	0,011
	GESCHWINDIG- KEIT	F(2,90) = 106,3	<0,001	0,70	G ₀ vs G _{ind}	0,8 ^x	<0,001^x
					G ₀ vs G _{3,5}	0,9 ^x	<0,001^x
G _{ind} vs G _{3,5}					0,1 ^x	0,526 ^x	
Puls [bpm]	GRUPPE	F(1,46) = 0,0	0,951	0,00	K vs G	-0,27 \pm 4,30	0,951
	GESCHWINDIG- KEIT	F(2,92) = 58,7	<0,001	0,56	G ₀ vs G _{ind}	-11,1	<0,001
					G ₀ vs G _{3,5}	-10,6	<0,001
					G _{ind} vs G _{3,5}	0,5	0,958

Signifikante Ergebnisse sind fett hervorgehoben.

^xWilcoxon Test, Angabe mit Differenz der Mediane

MW-Diff. = Mittelwertdifferenz

Die Tabelle zeigt nur signifikante Interaktionen, sowie die Interaktion GESCHWINDIGKEIT*GRUPPE.

5.3 Visueller Funktionsverlust

Um die tatsächliche Veränderung der Funktionen durch das Gehen_{LB} zu untersuchen, wurde für jeden Probanden der Verlust für VA_{S/C}, CS und MD berechnet und auf einen Gruppen- sowie einen signifikanten Unterschied zu 0 untersucht. Die Analyse ergab, dass die visuellen Funktionen durch das Gehen_{LB} in beiden Gruppen auf gleiche Weise beeinflusst wurden, es findet sich kein größerer Verlust für G ($p > 0,05$). Einen signifikanten Effekt, also einen Verlust, der sich von 0 unterscheidet, konnte für beide Gruppen bei VA_S (K: $p = 0,002$; G: $p = 0,001$)

und MD (K und G: $p < 0,001$) gezeigt werden, bei Kontrollen auch für VA_C ($p = 0,012$) (Abbildung 24). Daraus leitet sich ab, dass sich VA_S und MD am besten eignen, um den Effekt des Gehen_{LB} sowohl für G, als auch für K, zu ermitteln.

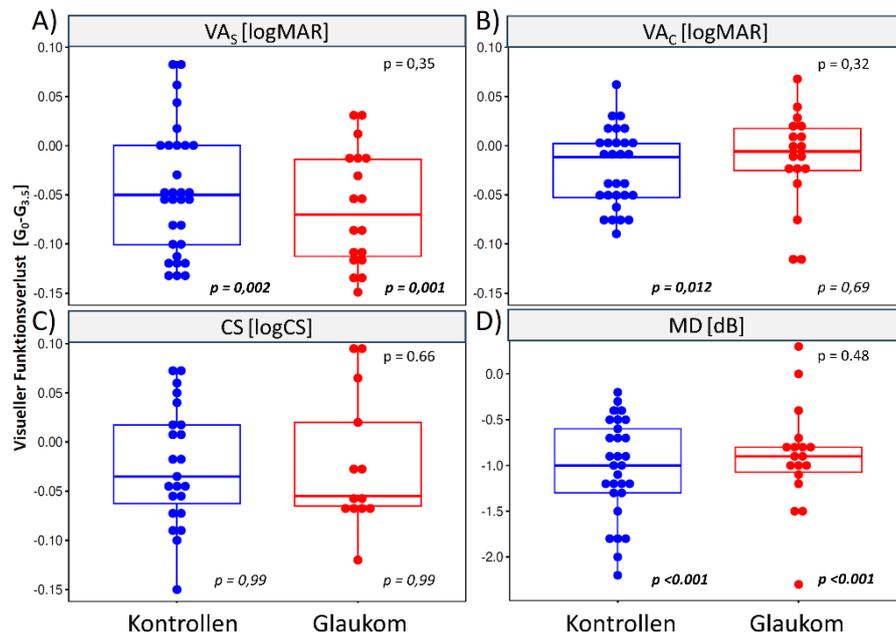


Abbildung 24. Darstellung des visuellen Funktionsverlustes durch Gehen_{LB} im Gruppenvergleich und für jede der getesteten visuellen Funktionen.

Kursiv: Unterschied zu 0; *nicht kursiv:* Gruppenvergleich; **fett:** signifikanter Effekt

Beide Gruppen wiesen einen vergleichbaren Verlust durch das Gehen_{LB} auf, der sich bei $VA_{S/C}$ und MD in Werten < 0 widerspiegelt, bei CS durch Werte > 0 . Einen signifikanten Unterschied zu 0 konnte für VA_S (beide Gruppen), VA_C (für Kontrollen) und MD gezeigt werden, die Veränderung von CS durch das Gehen_{LB} unterschied sich dagegen nicht signifikant von 0.

5.4 Korrelationen

Die gewonnenen Daten wurden auf Abhängigkeiten untersucht. Die Ergebnisse werden im folgenden Abschnitt präsentiert, wobei (A) Korrelationen der visuellen Funktionen von Glaukomindizes (pRNFL/mGCIPL (gemittelt über beide Augen), binokulare MD), sowie von der gewählten Geschwindigkeit und (B) Korrelationen des visuellen Funktionsverlustes ebenfalls mit Glaukomindizes und außerdem der Pulsdifferenz, untersucht wurden.

(A) *Korrelationen der visuellen Funktionen.* Die Gesichtsfeldempfindlichkeit (MD) ist von den strukturellen Indizes (pRNFL, mGCIPL) abhängig, was mit den erhobenen Daten bestätigt werden konnte. Um herauszufinden, ob dies auf weitere visuelle Funktionen zutrifft, wurden $VA_{S/C}$ und CS ebenfalls auf Korrelationen mit pRNFL, mGCIPL sowie dem binokularen GF untersucht. Außer einer Korrelation der CS mit der binokularen MD, konnten keine Abhängigkeiten gefunden werden (Abbildung 25).

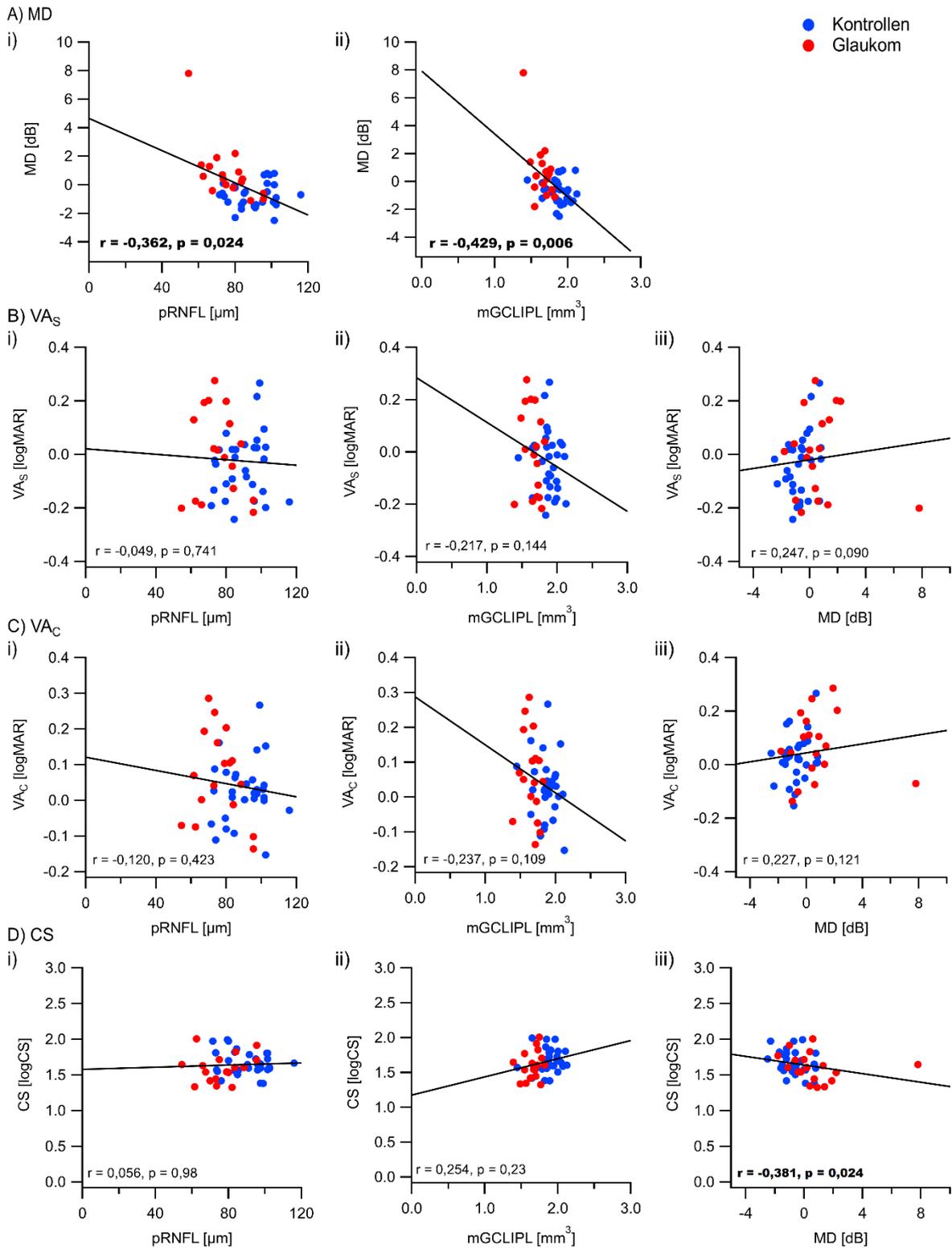


Abbildung 25. Korrelation der visuellen Funktionen mit den OCT-Werten (pRNFL und mGCL IPL), sowie der Gesichtsfeldsensitivität (MD).

Die visuellen Funktionen VA_{SC} korrelierten nicht signifikant mit den strukturellen Netzhautmaßen und MD, nur für CS wurde eine signifikante Korrelation mit MD gezeigt. Außerdem zeigen die Messungen eine signifikante Korrelation von MD und den OCT-Werten.

Es wurde ebenfalls untersucht, ob die visuellen Funktionen direkt von der Höhe der gewählten Geschwindigkeit abhängen (Abbildung 26). Die fehlenden signifikanten Korrelationen beweisen, dass der Effekt der Geschwindigkeit individuell verschieden ist und die visuellen Funktionen nicht pauschal mit steigender Geschwindigkeit schlechter werden.

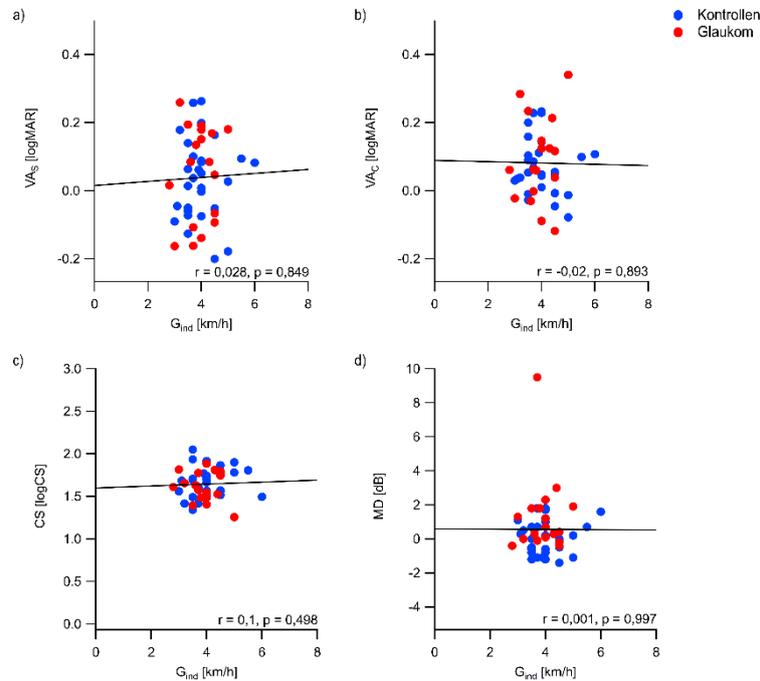


Abbildung 26. Abhängigkeit der visuellen Funktionen von der Höhe der gewählten Geschwindigkeit. Für keine der gemessenen visuellen Funktionen war eine direkte Korrelation mit der Höhe der Geschwindigkeit nachweisbar.

(b) Korrelationen des visuellen Funktionsverlustes. Der visuelle Funktionsverlust wurde gleichermaßen mit den strukturellen Messungen und dem binokularen GF auf Abhängigkeiten untersucht. Es wurden keine signifikanten Korrelationen gefunden (Abbildung 27).

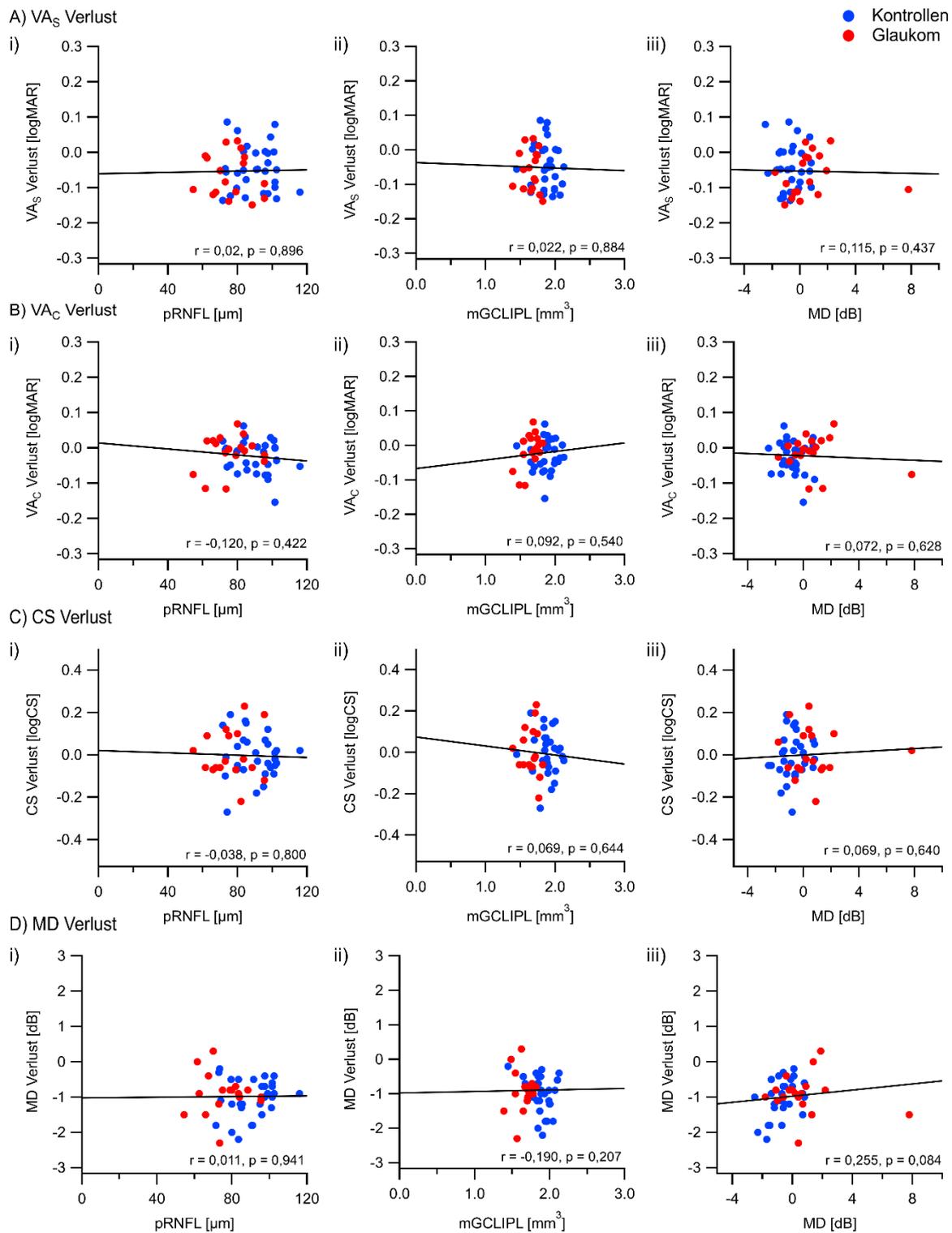


Abbildung 27. Abhängigkeit des visuellen Funktionsverlustes von VA_S , VA_C , CS und MD von OCT-Werten und binokularer Gesichtsfeldsensitivität.

Die Verluste von VA_S , CS und MD durch das Gehen_{LB} waren nicht mit den strukturellen Netzhautmaßen (pRNFL, mGCL IPL) oder der MD korreliert.

Zuletzt wurde außerdem untersucht, ob der visuelle Funktionsverlust von der Höhe der Pulsdifferenz als Korrelat der tatsächlichen Anstrengung der Probanden abhängig ist. Ein stärkerer

Anstieg des Pulses durch das Gehen_{LB} führte dabei nicht zu schlechteren Ergebnissen der visuellen Funktionen (Abbildung 28).

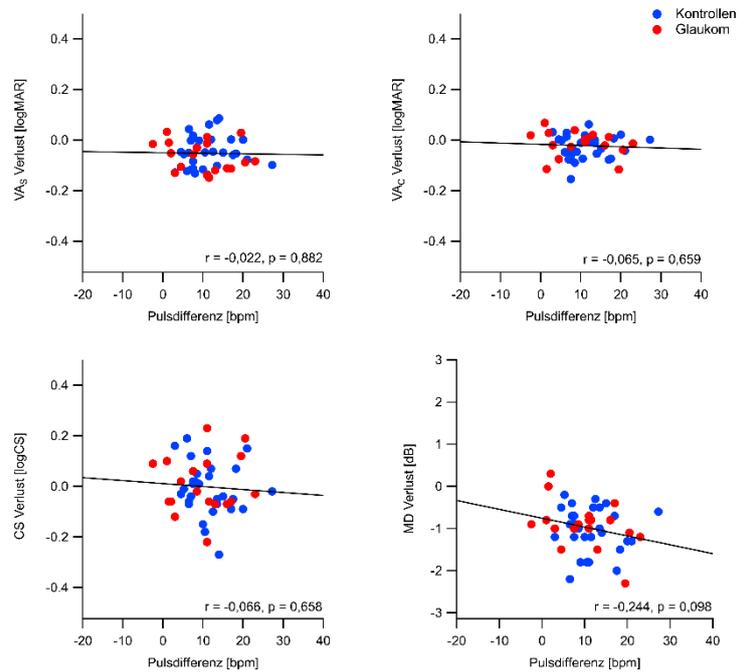


Abbildung 28. Abhängigkeit des visuellen Funktionsverlustes von der Höhe der Pulsänderung durch Gehen_{LB}. Die Veränderung der visuellen Funktionen war nicht signifikant mit der Änderung des Pulses als Zeichen der körperlichen Anstrengung korreliert.

6 Diskussion

Die folgenden Abschnitte fassen die Ergebnisse der Arbeit zusammen, bewerten sie entsprechend der Forschungsfragen und ordnen sie in den wissenschaftlichen Kontext ein. Außerdem werden die klinische Relevanz und Limitationen der Methodik besprochen.

6.1 Kurzzusammenfassung der Ergebnisse

Die vorliegende Studie untersuchte erstmalig den Effekt des Gehen_{LB} bei verschiedenen Geschwindigkeiten auf die visuelle Wahrnehmung bei Glaukompatienten und altersgleichen gesunden Kontrollen.

Zunächst zeigt der Vergleich der Gehgeschwindigkeit und der selbstgewählten Geschwindigkeit auf dem Laufband, dass die Probanden auf dem Laufband langsamer gingen. Dieses Ergebnis kann ein Ausdruck dafür sein, dass das Gehen auf dem Laufband nicht dem gewohnten Gehen auf festem Untergrund gleichkommt, sondern die Probanden eine gewisse Unsicherheit zeigen, die zu niedrigeren Geschwindigkeiten führen. Die Auswertung des Pulses bestätigt, dass die Probanden die visuellen Funktionsprüfungen unter Anstrengung durchführten, da der Puls in Bewegung im Vergleich zur statischen Bedingung signifikant angestiegen ist. Die Ermittlung und Analyse der Testdistanz während der Untersuchungen erlaubte die Korrektur der Sehschärfe für die reale Entfernung. Auf diese Weise können bei der Interpretation der Ergebnisse Veränderungen von $VA_{S/C}$ auf das Gehen_{LB} und nicht auf eine größere Testdistanz zurückgeführt werden. Im Gegenteil zur unbeeinflussten Kontrastsensitivität, verschlechterten sich sowohl $VA_{S/C}$, als auch MD durch die Bewegung. Als potentielle Surrogat-Biomarker zur Identifikation, Beurteilung und weiterem Erforschen des Sturzrisikos älterer Menschen, eignen sich auf Grundlage dieser Studie VA_S und MD am besten. Der Effekt des Gehen_{LB} war für Glaukompatienten und gesunde Kontrollen ähnlich groß, wobei diese Beobachtung durch das größtenteils frühe Glaukomstadium der Patientengruppe bedingt sein könnte.

6.2 Sehleistung & Stürze: Glaukom vs Gesunde

Das Risiko zu Stürzen wird durch viele Faktoren beeinflusst. Bisherige Untersuchungen zeigten, dass ein Sehkraftverlust, unabhängig seiner Ätiologie, einen wichtigen Risikofaktor darstellt und die Prävalenz eines Glaukoms dieses zusätzlich erhöht (Dolinis et al. 1997; Hardwood 2001; Ivers et al. 1998; Legood et al. 2002). Inwiefern genau diese Erkrankung das Sturzrisiko beeinflusst, ist allerdings noch unklar. In mehreren Studien wurde bereits gezeigt, dass Glaukompatienten Schwierigkeiten beim Gehen aufweisen, u.a. gehen sie langsamer und haben eine schlechtere Performance im Timed-Up-And-Go-Test (Black et al. 2011; Gomes et al. 2018). Auch in der Arbeit von Freitag et al. (2023) wurde eine reduzierte minimal-Toe-Clearance (MTC), die den minimalen Abstand vom Untergrund zur Zehe beschreibt und bei niedrigen Werten als Risikofaktor für Stürze gilt, bei Glaukompatienten im Vergleich zu

Kontrollen beschrieben. Nach aktuellem wissenschaftlichem Stand wurde der Effekt des Glaukoms auf die Sehfunktionen beim Gehen_{LB} während unterschiedlichen Geschwindigkeiten noch nicht untersucht. Für gesunde Probanden konnte dagegen bereits gezeigt werden, dass die Sehschärfe mit zunehmender Geschwindigkeit abnimmt (Deshpande et al. 2013; Verbecque et al. 2018). In dem Abschnitt 2.4 wurde bereits die Studie von Verbecque et al. (2018) vorgestellt, in der normative Daten zur Sehschärfe während des Gehen_{LB} erhoben werden sollten. Die Ergebnisse aus der vorliegenden Arbeit mit einer Abnahme von $-0,05 \pm 0,01$ logMAR für VA_S und $-0,02 \pm 0,01$ logMAR für VA_C bei 3,5 km/h entsprechen dabei den Werten von Verbecque et al., die eine Abnahme der Sehschärfe für die Teilnehmer der 7. bzw. 8. Dekade von $-0,02$ bzw. $-0,05$ logMAR bei 3 km/h und $-0,02$ bzw. $-0,08$ logMAR bei 4 km/h beschreiben. Zusätzlich dazu konnte im Rahmen dieser Arbeit ein Verlust der Gesichtsfeldempfindlichkeit in Höhe von $1,0 \pm 0,1$ dB bei 3,5 km/h festgestellt werden. Da beim Vergleich des visuellen Verlustes bei allen der getesteten Sehfunktionen kein Unterschied zwischen den Gruppen bestand, ist anzunehmen, dass Glaukompatienten und ältere Menschen durch das Gehen_{LB} in vergleichbarem Maße beeinflusst werden. Die Korrelationsanalysen ließen keinen Zusammenhang der Veränderung der visuellen Wahrnehmung durch das Gehen_{LB} mit strukturellen Netzhautmaßen (pRNFL, mGCLIPL) erkennen. Möglicherweise ist dieses Ergebnis durch das überwiegend frühe Krankheitsstadium der Glaukomkohorte bedingt und erfordert weitere Forschung, um den Einfluss der Schwere der Glaukomschäden zu untersuchen.

Das Sehvermögen ist wichtig zur Aufrechterhaltung von Gleichgewicht und Gangkontrolle, weshalb eine Beeinträchtigung dessen sowohl bei Glaukompatienten, als auch bei Gesunden zu einer erhöhten Sturzgefahr führen kann (Lich und Bremmer 2014; Luna et al. 2017). Besonders Gesichtsfelddefekte konnten als Risikofaktor identifiziert werden, wobei es auch eine Rolle spielt, in welchem Zeitraum sich diese Defekte entwickeln (Dhital et al. 2010; Friedman et al. 2007). Baig et al. (2016) konnten zeigen, dass ein schnellerer Verlust der Gesichtsfeldsensitivität mit einer höheren Sturzhäufigkeit einhergeht als ein langsam progredientes Fortschreiten. Die Schwere der Defekte steht außerdem mit einer Verringerung der Gehgeschwindigkeit und Zunahme von Gangstörungen in Verbindung (Jian-Yu et al. 2021). Auch gesunde Ältere können aufgrund des steigenden Alters und des damit verbundenen erhöhten Risikos anfällig für Stürze sein (Lee et al. 2013; Robert Koch-Institut 2009). Sehbeeinträchtigungen sind daher bei älteren Menschen stark mit mehr Stürzen assoziiert, wobei eine reduzierte Sehschärfe oder Kontrastempfindlichkeit, Gesichtsfelddefekte und eine bestehende Katarakt damit in Verbindung gebracht werden (Ivers et al. 1998). Dass auch gesunde Ältere eine Verschlechterung der Sehfunktionen beim Gehen_{LB} aufwiesen, kann auf die veränderten Gangmuster im Vergleich zu Jüngeren zurückgeführt werden. Eine kürzere Schrittlänge beispielsweise kann die Kopffrequenz (Kopfbewegung pro Zeit) beeinflussen und damit die Sehleistung beim Gehen_{LB} beeinträchtigen (Guinand et al. 2012; Verbecque et al. 2018). Eine longitudinale

Follow-Up Studie mit gesunden älteren Probanden konnte außerdem Veränderungen im visuellen, auditiven, vestibulären System und im Gehirn nachweisen, die mit Gang- und Gleichgewichtsmessungen korrelierten (Baloh et al. 2003).

6.3 Ausblick und klinische Relevanz

Frühere Studien konnte bereits zeigen, dass Trainingsprogramme das Sturzrisiko von älteren Menschen reduzieren können (Gillespie et al. 2009; Tinetti 2003). Das übergeordnete Ziel der vorliegenden Kooperationsstudie ist die Evaluierung eines multimodalen und auf Bewegung basierenden Interventionsprogramms, das speziell auf Glaukompatienten ausgerichtet ist. Um den Erfolg einer Intervention messen zu können, müssen Surrogat-Biomarker identifiziert werden. Der in dieser Studie vorgestellte Ansatz erwies sich als praktikabel und lieferte mit VA_S und MD potentielle Biomarker zur Beurteilung der Sehfunktionen in Bewegung. Alle Glaukompatienten dieser Studie, deren binokulare MD zwischen 0 und 10 war, zeigten ähnlich gute Resultate wie die gesunden Kontrollen. Dieses Proof-of-concept ermutigt zur Durchführung einer Folgestudie, in der das Paradigma bei einer Kohorte von Glaukompatienten mit schweren Sehfunktionsdefiziten angewandt wird.

6.4 Limitationen

Probanden. In dieser Studie zeigten Kontrollen und Glaukompatienten einen gleichgroßen visuellen Funktionsverlust durch das Gehen_{LB}, wofür das überwiegend frühe Krankheitsstadium der Glaukomkohorte ursächlich sein könnte. Zudem konnte bei Patienten mit höheren Gesichtsfelddefekten das bessere Auge durch die binokulare Durchführung der Messungen das Defizit ausgleichen. In zukünftigen Studien sollten Patienten mit schwererem Stadium und Gesichtsfelddefekten in der unteren Hemisphäre rekrutiert werden, da dies als Risikofaktor identifiziert wurde (Black et al. 2011; Dhital et al. 2010). Die ermittelten Veränderungen der visuellen Funktionen durch das Gehen_{LB} sind zwar statistisch signifikant und die Effektgröße ist sehr groß ($\eta^2 = 0,4$ bzw. $0,7$), dennoch sind die VA-Verluste von $0.05 \log\text{MAR}$ für VA_S und $0.02 \log\text{MAR}$ für VA_C und die MD-Verluste mit 1 dB möglicherweise nicht klinisch relevant. Des Weiteren umfasste die Glaukomgruppe nur 18 Probanden, was einerseits durch Rekrutierungsprobleme während der Corona-Pandemie und andererseits durch strenge Einschlusskriterien bedingt ist. Aus diesen Gründen wäre eine anschließende Studie mit größerer Kohorte und verschiedenen Krankheitsstadien vielversprechend, um die Auswirkungen unterschiedlicher Laufbandgeschwindigkeiten auf die visuellen Funktionen aufzudecken.

Testaufbau. Der Testaufbau der Studie, bei dem visuelle Funktionen während des Gehens auf einem Laufband untersucht wurden, hat den Vorteil, dass so Parameter des Gehens (z.B. Geschwindigkeit) kontrolliert werden können. Allerdings entsprechen diese Konditionen nicht der „realen Welt“, das Laufen auf einem Laufband ist anders als auf normalem Grund. Dies

wurde auch von den Probanden als schwierig wahrgenommen, was sich in den gewählten Geschwindigkeiten auf dem Laufband im Vergleich zur gemessenen Gehgeschwindigkeit widerspiegelt. Auch die unterschiedliche Fitness der Probanden oder deren Gewöhnung an das Laufband hat eine unterschiedliche Performance während der Messungen zur Folge. Probanden, die das Gehen auf einem Laufband kennen, können sich im Vergleich zu Probanden, die das erste Mal auf einem Laufband stehen und dem ängstlich gegenüberstehen (trotz der Eingewöhnungszeit zu Beginn) besser auf die visuellen Aufgaben konzentrieren.

Studienablauf. Das Procedere für die Messungen ist in Abschnitt 4.1.3.2 erläutert. Vor den Testungen auf dem Laufband verbringen die Probanden im Rahmen der Studie 2 h im funktionellen MRT, was zu Ermüdungseffekten führen kann. Etwaige Müdigkeitseffekte sollten in den Ergebnissen allerdings keine Rolle spielen, da insbesondere der Funktionsverlust, d.h. der Vergleich zweier Bedingungen, relevant ist. Müdigkeitseffekte sollten daher beide Messungen betreffen und sich damit weitgehend rausheben.

6.5 Schlussfolgerung

Mit dieser Arbeit konnte ein Testparadigma etabliert werden, mit dem der Effekt von Bewegung auf die visuelle Wahrnehmung untersucht werden kann. Damit wurde die Grundlage für weitere Studien zur Untersuchung des Sturzrisikos bei Patienten mit Glaukom geschaffen. Die Ergebnisse der Studie zeigten einen Effekt des Gehen_{LB} auf visuelle Funktionen sowohl bei gesunden älteren Probanden, als auch bei Glaukompatienten in gleichem Maße. Am stärksten waren dabei die Verluste bei VAs und MD, die folglich potentielle Biomarker zur Beurteilung der Sehleistung während der Eigenbewegung, möglicherweise auch der Gangkontrolle und schließlich des Sturzrisikos darstellen. Diese Marker können auf individueller Ebene helfen, Personen mit einem erhöhtem Sturzrisiko zu identifizieren und diesen ein entsprechendes Training zukommen zu lassen. In Kombination mit Interventionen, die auf Stürze aufgrund von beeinträchtigter visueller Wahrnehmung abzielen, bieten diese Biomarker Hinweise auf den Erfolg des Trainings und versprechen, den Effekt quantitativ messen zu können.

7 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit untersuchte den Effekt des Gehens auf visuelle Funktionen und inwiefern sich dieser zwischen Glaukompatienten und gesunden Kontrollprobanden unterscheidet und ermittelte die dafür sensitivste Methode aus den durchgeführten Untersuchungen.

An der Studie nahmen 18 Glaukompatienten (G) und 30 Kontrollen (K) teil. Zur Untersuchung der Forschungsfrage wurden binokular visuelle Funktionen erhoben, die die Sehschärfe mit und ohne Crowding-Effekt ($VA_{C/S}$) sowie Kontrast- (CS) und Gesichtsfeldempfindlichkeit (MD) umfassten. Diese wurden während des Gehens auf einem Laufband (Gehen_{LB}) bei drei Geschwindigkeiten untersucht: 1) im Stehen (G_0), 2) von den Probanden selbst gewählte, zügige Geschwindigkeit (G_{ind}) und 3) bei 3,5 km/h ($G_{3,5}$). $VA_{S/C}$ und CS wurden mit dem Freiburger Vision Test FrACT (Bach 1996, 2007) in einer Testentfernung von 5 m bestimmt und in zwei Durchgängen wiederholt gemessen. Das Gesichtsfeld wurde binokular mit Ocusweep® in einem Durchgang geprüft. Außerdem erfolgte auch die kontinuierliche Bestimmung der Testdistanz auf dem Laufband. $VA_{S/C}$ wurden entsprechend der ermittelten realen Testdistanz korrigiert. Die anschließende Analyse der Daten erfolgte mit ANOVAs mit Messwiederholung (RM-ANOVA, repeated measures analysis of variance). Um den tatsächlichen Effekt des Gehen_{LB} für jeden Probanden zu ermitteln, wurde zudem der visuelle Funktionsverlust durch Subtraktion der Werte bei $G_{3,5}$ von denen bei G_0 berechnet. Die visuellen Funktionen, sowie der Funktionsverlust wurden auf Korrelationen mit strukturellen und funktionellen Messungen untersucht.

Die ANOVAs zeigten eine Beeinträchtigung von $VA_{S/C}$ ($p < 0,001$), sowie MD ($p < 0,001$) durch das Gehen_{LB}, wobei beide Teilnehmergruppen (K und G) in gleichem Maße betroffen waren ($p > 0,05$). Im Gegenteil dazu blieb CS unbeeinflusst ($p > 0,05$). Während sich der Funktionsverlust von VA_C nur für K und von CS für keine der Gruppen signifikant von 0 unterschied ($p > 0,05$), waren der Verlust von VA_S (K: $p = 0,002$; G: $p = 0,001$) und MD (K, G: $p < 0,001$) für beide signifikant. Der Funktionsverlust unterschied sich nicht zwischen G und K ($p > 0,05$). Die im Anschluss untersuchten Korrelationen bestätigten die Abhängigkeit von MD und den strukturellen Messungen des OCTs ($pRNFL$ [$mGCLIPL$] $p = 0,024$ [$p = 0,006$]), sowie CS ($p = 0,024$).

Die Ergebnisse zeigen eine Beeinträchtigung der Sehfunktionen $VA_{S/C}$ und MD während des Gehen_{LB}, was ein Risiko für Stürze darstellen kann. Da sowohl VA_S als auch MD in beiden Gruppen einen signifikanten Funktionsverlust nachweisen konnten, sind diese beiden Messmethoden am besten geeignet, um den Effekt der Eigenbewegung auf visuelle Funktionen als Biomarker zu erfassen. Der Sehverlust unterschied sich dabei nicht zwischen G und K, wobei frühere Untersuchungen ein erhöhtes Sturzrisiko und körperliche Beeinträchtigungen bei Glaukom nachwiesen (Lee et al. 2013; Ramulu 2009).

8 Literaturverzeichnis

1. Al-Nosairy, Khaldoun O.; Hoffmann, Michael B.; Bach, Michael (2021): Non-invasive electrophysiology in glaucoma, structure and function-a review. In: *Eye (London, England)* 35 (9), S. 2374–2385. DOI: 10.1038/s41433-021-01603-0.
2. Aumüller, Gerhard; Aust, Gabriela; Conrad, Arne; Engele, Jürgen; Kirsch, Joachim; Maio, Giovanni et al. (2020): *Duale Reihe Anatomie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
3. Bach, M.; Hoffmann, M. B.; Jägle, H.; Heinrich, S. P.; Schiefer, U.; Wesemann, W. (2017): Kontrastsehen – Definitionen, Umrechnungen und Äquivalenztabelle. In: *Der Ophthalmologe* 114 (4), S. 341–347. DOI: 10.1007/s00347-016-0379-5.
4. Bach, M.; Kommerell, G. (1998): Sehschärfestimmung nach Europäischer Norm: wissenschaftliche Grundlagen und Möglichkeiten der automatischen Messung. In: *Klinische Monatsblätter für Augenheilkunde* 212 (4), S. 190–195. DOI: 10.1055/s-2008-1034863.
5. Bach, M.; Lachenmayr, B.; Schiefer, U. (2011): Prüfung des Kontrast- oder Dämmerungssehens. In: *Der Ophthalmologe* 108 (12), S. 1195–1198. DOI: 10.1007/s00347-011-2488-5.
6. Bach, M.; Wesemann, W.; Kolling, G.; Bühren, J.; Krastel, H.; Schiefer, U. (2008): Photopisches Kontrastsehen. Ortliche Kontrastempfindlichkeit. In: *Der Ophthalmologe* 105 (1), 46-8, 50-9. DOI: 10.1007/s00347-007-1605-y.
7. Bach, Michael (1996): The Freiburg Visual Acuity Test-Automatic Measurement of Visual Acuity. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* (73), S. 49–53.
8. Bach, Michael (2007): The Freiburg Visual Acuity Test-variability unchanged by post-hoc re-analysis. In: *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 245 (7), S. 965–971. DOI: 10.1007/s00417-006-0474-4.
9. Bach, Michael (2018): Manual of the Freiburg Vision Test 'FrACT', Version 3.10.0. Online verfügbar unter <http://www.michaelbach.de/fract.html>, zuletzt geprüft am 12.10.2023.
10. Bach, Michael; Schäfer, Kerstin (2016): Visual Acuity Testing: Feedback Affects Neither Outcome nor Reproducibility, but Leaves Participants Happier. In: *PloS one* 11 (1), e0147803. DOI: 10.1371/journal.pone.0147803.
11. Baig, Saif; Diniz-Filho, Alberto; Wu, Zhichao; Abe, Ricardo Y.; Gracitelli, Carolina P. B.; Cabezas, Eric; Medeiros, Felipe A. (2016): Association of Fast Visual Field Loss With Risk of Falling in Patients With Glaucoma. In: *JAMA ophthalmology* 134 (8), S. 880–886. DOI: 10.1001/jamaophthalmol.2016.1659.
12. Baloh, Robert W.; Ying, Sarah H.; Jacobson, Kathleen M. (2003): A longitudinal study of gait and balance dysfunction in normal older people. In: *Archives of neurology* 60 (6), S. 835–839. DOI: 10.1001/archneur.60.6.835.
13. Behrends, Jan C. (2010): *Physiologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
14. Bergmann, L. C. E.; Darius, S.; Kropf, S.; Böckelmann, I. (2016): Kontrastsehen messen: mesopisch oder photopisch? : Ein Vergleich verschiedener Verfahren zur Messung der Kontrastempfindlichkeit im Rahmen der Fahrerlaubnisverordnung. In: *Der Ophthalmologe* 113 (10), S. 844–851. DOI: 10.1007/s00347-016-0261-5.
15. Black, Alex A.; Wood, Joanne M.; Lovie-Kitchin, Jan E. (2011): Inferior field loss increases rate of falls in older adults with glaucoma. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 88 (11), S. 1275–1282. DOI: 10.1097/OPX.0b013e31822f4d6a.

16. Black, Alex A.; Wood, Joanne M.; Lovie-Kitchin, Jan E.; Newman, Beth M. (2008): Visual impairment and postural sway among older adults with glaucoma. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* 85 (6), S. 489–497. DOI: 10.1097/OPX.0b013e31817882db.
17. BMFSFJ (2001): Dritter Bericht zur Lage der älteren Generation, S. 95. Online verfügbar unter <https://www.bmfsfj.de/resource/blob/95162/997d1a2221fd8acf30755cdb5706852/prm-5008-3-altenbericht-teil-1-data.pdf>, zuletzt geprüft am 20.09.2021.
18. Bowling, Brad (2017): *Kanski's Klinische Ophthalmologie. Ein Systematischer Ansatz*. München: Elsevier.
19. Brandes, Ralf; Lang, Florian; Schmidt, Robert F. (2019): *Physiologie des Menschen*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
20. Chakravarti, Tutul (2017): Assessing Precision of Hodapp-Parrish-Anderson Criteria for Staging Early Glaucomatous Damage in an Ocular Hypertension Cohort: A Retrospective Study. In: *Asia-Pacific journal of ophthalmology (Philadelphia, Pa.)* 6 (1), S. 21–27. DOI: 10.1097/APO.0000000000000201.
21. Coates, Daniel R.; Chin, Jeremy M.; Chung, Susana T. L. (2013): Factors affecting crowded acuity: Eccentricity and contrast. In: *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry* (Vol 90, NO. 7), S. 628–638. Online verfügbar unter <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/pmc3837536/>.
22. Cohen, Jacob (1988): *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hoboken. In: *NJ: Taylor and Francis*.
23. Coleman, Anne L.; Cummings, Steven R.; Yu, Fei; Kodjebacheva, Gergana; Ensrud, Kristine E.; Gutierrez, Peter et al. (2007): Binocular visual-field loss increases the risk of future falls in older white women. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 55 (3), S. 357–364. DOI: 10.1111/j.1532-5415.2007.01094.x.
24. Daga, Fábio B.; Diniz-Filho, Alberto; Boer, Erwin R.; Gracitelli, Carolina P. B.; Abe, Ricardo Y.; Medeiros, Felipe A. (2017): Fear of falling and postural reactivity in patients with glaucoma. In: *PLoS one* 12 (12), e0187220. DOI: 10.1371/journal.pone.0187220.
25. Dai, Hui; Morelli, John N.; Ai, Fei; Yin, Dazhi; Hu, Chunhong; Xu, Dongrong; Li, Yonggang (2013): Resting-state functional MRI: functional connectivity analysis of the visual cortex in primary open-angle glaucoma patients. In: *Human Brain Mapping* 34 (10), S. 2455–2463. DOI: 10.1002/hbm.22079.
26. Demaria, Giorgia; Invernizzi, Azzurra; Ombelet, Daniel; Carvalho, Joana C.; Renken, Remco J.; Cornelissen, Frans W. (2021): Binocular Integrated Visual Field Deficits Are Associated With Changes in Local Network Function in Primary Open-Angle Glaucoma: A Resting-State fMRI Study. In: *Frontiers in aging neuroscience* 13, S. 744139. DOI: 10.3389/fnagi.2021.744139.
27. Deshpande, Nandini; Tourtillott, Brandon M.; Peters, Brian T.; Bloomberg, Jacob J. (2013): Dynamic visual acuity (DVA) during locomotion for targets at near and far distances: effects of aging, walking speed and head-trunk coupling. In: *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation* 23 (4-5), S. 195–201. DOI: 10.3233/VES-130500.
28. Dhital, A.; Pey, T.; Stanford, M. R. (2010): Visual loss and falls. A review. In: *Eye (London, England)* 24 (9), S. 1437–1446. DOI: 10.1038/eye.2010.60.
29. Dolinis, J.; Harrison, J. E.; Andrews, G. R. (1997): Factors associated with falling in older Adelaide residents. In: *Australian and New Zealand journal of public health* 21 (5), S. 462–468. DOI: 10.1111/j.1467-842x.1997.tb01736.x.

30. FLOM, M. C.; HEATH, G. G.; Takashi, E. (1963): Contour Interaction and Visual Resolution: Contralateral Effects. In: *Science* 142 (3594), S. 979–980. DOI: 10.1126/science.142.3594.979.
31. Formankiewicz, Monika A.; Waugh, Sarah J. (2013): The effects of blur and eccentric viewing on adult acuity for pediatric tests: implications for amblyopia detection. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 54 (10), S. 6934–6943. DOI: 10.1167/iovs.13-12543.
32. Freeman, Ellen E.; Muñoz, Beatriz; Rubin, Gary; West, Sheila K. (2007): Visual field loss increases the risk of falls in older adults. The Salisbury eye evaluation. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 48 (10), S. 4445–4450. DOI: 10.1167/iovs.07-0326.
33. Freitag, Constantin W.; Behrens, Martin; Menrad, Thorben; Al-Nosairy, Khaldoon O.; Stolle, Francie H.; Prabhakaran, Gokulraj T. et al. (2023): Single- and Dual-Task Gait Performance in Patients With Open-Angle Glaucoma: A Cross-sectional Study. In: *Translational vision science & technology* 12 (11), S. 31. DOI: 10.1167/tvst.12.11.31.
34. Freundlieb, P. H.; Herbig, A.; Kramer, F. H.; Bach, M.; Hoffmann, M. B. (2020): Determination of scotopic and photopic conventional visual acuity and hyperacuity. In: *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 258 (1), S. 129–135. DOI: 10.1007/s00417-019-04505-w.
35. Friedman, David S.; Freeman, Ellen; Munoz, Beatriz; Jampel, Henry D.; West, Sheila K. (2007): Glaucoma and mobility performance: the Salisbury Eye Evaluation Project. In: *Ophthalmology* 114 (12), S. 2232–2237. DOI: 10.1016/j.ophtha.2007.02.001.
36. Gillespie, Lesley D.; Gillespie, William J.; Robertson, M. Clare; Lamb, Sarah E.; Cumming, Robert G.; Rowe, Brian H. (2009): Interventions for preventing falls in elderly people (Review): John Wiley & Sons, Ltd.
37. Gomes, Henrique de Alencar; Moreira, Bruno de Souza; Sampaio, Rosana Ferreira; Furtado, Sheyla Rossana Cavalcanti; Cronemberger, Sebastião; Gomes, Roberto de Alencar; Kirkwood, Renata Noce (2018): Gait parameters, functional mobility and fall risk in individuals with early to moderate primary open angle glaucoma: a cross-sectional study. In: *Brazilian journal of physical therapy* 22 (5), S. 376–382. DOI: 10.1016/j.bjpt.2018.03.004.
38. Gräf, M. (2000): Objektive Prüfung der Sehschärfe. In: *Der Ophthalmologe* 97 (8), S. 582–600. DOI: 10.1007/s003470070073.
39. Grehn, Franz (2019): Augenheilkunde. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
40. Grossman, David C.; Curry, Susan J.; Owens, Douglas K.; Barry, Michael J.; Caughey, Aaron B.; Davidson, Karina W. et al. (2018): Interventions to Prevent Falls in Community-Dwelling Older Adults. US Preventive Services Task Force Recommendation Statement. In: *JAMA* 319 (16), S. 1696–1704. DOI: 10.1001/jama.2018.3097&utm_campaign=articlePDF%26utm_medium=articlePDFlink%26utm_source=articlePDF%26utm_content=jama.2018.4396.
41. Guinand, Nils; Pijnenburg, Mark; Janssen, Maurice; Kingma, Herman (2012): Visual acuity while walking and oscillopsia severity in healthy subjects and patients with unilateral and bilateral vestibular function loss. In: *Archives of otolaryngology--head & neck surgery* 138 (3), S. 301–306. DOI: 10.1001/archoto.2012.4.
42. Gupta, Neeru; Yücel, Yeni H. (2007): What changes can we expect in the brain of glaucoma patients? In: *Survey of Ophthalmology* 52 Suppl 2, S122-6. DOI: 10.1016/j.survophthal.2007.08.006.
43. Hallemans, Ann; Ortbuis, Els; Meire, Françoise; Aerts, Peter (2010): Low vision affects dynamic stability of gait. In: *Gait & posture* 32 (4), S. 547–551. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.018.
44. Hardwood, Rowan H. (2001): Visual problems and falls. In: *Age and Aging* (30), S. 13–18.

45. Haykal, Shereif; Jansonius, Nomdo M.; Cornelissen, Frans W. (2021): Progression of Visual Pathway Degeneration in Primary Open-Angle Glaucoma: A Longitudinal Study. In: *Frontiers in human neuroscience* 15, S. 630898. DOI: 10.3389/fnhum.2021.630898.
46. Hillman, Edward J.; Bloomberg, Jacob J.; McDonald, P. Vernon; Cohen, Helen S. (1999): Dynamic visual acuity while walking in normals and labyrinthine-deficient patients. In: *VES* 9 (1), S. 49–57. DOI: 10.3233/VES-1999-9106.
47. Hirjaková, Zuzana; Bizovská, Lucia; Bzdúšková, Diana; Hlavačka, František; Janura, Miroslav (2020): Postural stability after treadmill and overground walking in young and elderly. In: *Gait & posture* 80, S. 84–89. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.05.014.
48. Horstmann, J.; Siebelmann, S.; Schulz-Hildebrandt, H.; Glasunow, I.; Schadschneider, A.; Hüttmann, G. (2016): OCT verstehen – Teil 1: Physikalische Grundlagen. In: *Augenheilkunde up2date* 6 (04), S. 289–300. DOI: 10.1055/s-0042-113337.
49. Icks, Andrea; Becker, Clemens; Kunstmann, Wilfried (2005): Sturzprävention bei Senioren: Eine interdisziplinäre Aufgabe. In: *Deutsches Ärzteblatt*, 08.08.2005 (31-32). Online verfügbar unter <https://www.aerzteblatt.de/archiv/47870/Sturzpraevention-bei-Senioren-Eine-interdisziplinare-Aufgabe>, zuletzt geprüft am 20.09.2021.
50. Ivers, R. Q.; Cumming, R. G.; Mitchell, P.; Attebo, K. (1998): Visual impairment and falls in older adults: the Blue Mountains Eye Study. In: *Journal of the American Geriatrics Society* 46 (1), S. 58–64. DOI: 10.1111/j.1532-5415.1998.tb01014.x.
51. Ivers, R. Q.; Norton, R.; Cumming, R. G.; Butler, M.; Campbell, A. J. (2000): Visual impairment and risk of hip fracture. In: *American journal of epidemiology* 152 (7), S. 633–639. DOI: 10.1093/aje/152.7.633.
52. Jiang, Ming-Ming; Zhou, Qing; Liu, Xiao-Yong; Shi, Chang-Zheng; Chen, Jian; Huang, Xiang-He (2017): Structural and functional brain changes in early- and mid-stage primary open-angle glaucoma using voxel-based morphometry and functional magnetic resonance imaging. In: *Medicine* 96 (9), e6139. DOI: 10.1097/MD.0000000000006139.
53. Jian-Yu, E.; Mihailovic, Aleksandra; Garzon, Catalina; Schrack, Jennifer A.; Li, Tianjing; West, Sheila K. et al. (2021): Association Between Visual Field Damage and Gait Dysfunction in Patients With Glaucoma. In: *JAMA ophthalmology* 139 (10), S. 1053–1060. DOI: 10.1001/jamaophthalmol.2021.2617.
54. Kahle, Werner (2013): Nervensystem und Sinnesorgane. Unter Mitarbeit von Michael Frotscher. 11., überarb. Aufl. Stuttgart: Thieme (Taschenatlas Anatomie : in 3 Bänden, 3).
55. Kampik, Anselm (Hg.) (2003): Augenärztliche Diagnostik. 7 Tabellen. Stuttgart: Thieme.
56. Koyama, Soichiro; Tanabe, Shigeo; Hirakawa, Yuichi; Sakurai, Hiroaki; Kanada, Yoshikiyo (2015): Effects of walking on bilateral differences in spatial attention control: a cross-over design. In: *Archives of physiotherapy* 5, S. 12. DOI: 10.1186/s40945-015-0012-y.
57. Lalor, Sarah J. H.; Formankiewicz, Monika A.; Waugh, Sarah J. (2016): Crowding and visual acuity measured in adults using paediatric test letters, pictures and symbols. In: *Vision research* 121, S. 31–38. DOI: 10.1016/j.visres.2016.01.007.
58. Lambert, Stéphanie; Sigrist, Alain; Delaspre, Olga; Pelizzone, Marco; Guyot, Jean-Philippe (2010): Measurement of dynamic visual acuity in patients with vestibular areflexia. In: *Acta oto-laryngologica* 130 (7), S. 820–823. DOI: 10.3109/00016480903426592.
59. Lang, Gerhard K. (2019): Augenheilkunde. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
60. Lee, Aimee; Lee, Kuo-Wei; Khang, Peter (2013): Preventing falls in the geriatric population. In: *The Permanente journal* 17 (4), S. 37–39. DOI: 10.7812/TPP/12-119.

61. Legood, R.; Scuffham, P.; Cryer, C. (2002): Are we blind to injuries in the visually impaired? A review of the literature. In: *Injury prevention : journal of the International Society for Child and Adolescent Injury Prevention* 8 (2), S. 155–160. DOI: 10.1136/ip.8.2.155.
62. Levi, Dennis M.; Hariharan, Srividhya; Klein, Stanley A. (2002): Suppressive and facilitatory spatial interactions in amblyopic vision. In: *Vision research* 42 (11), S. 1379–1394. DOI: 10.1016/S0042-6989(02)00061-5.
63. Lich, Matthias; Bremmer, Frank (2014): Self-motion perception in the elderly. In: *Frontiers in human neuroscience* 8, S. 681. DOI: 10.3389/fnhum.2014.00681.
64. Lieberman, Harris R.; Pentland, Alex P. (1982): Microcomputer-based estimation of psychophysical thresholds: The Best PEST. In: *Behavior Research Methods & Instrumentation* 14 (1), S. 21–25. DOI: 10.3758/BF03202110.
65. Lord, S. R.; Menz, H. B. (2000): Visual contributions to postural stability in older adults. In: *Gerontology* 46 (6), S. 306–310. DOI: 10.1159/000022182.
66. Lüllmann-Rauch, Renate (2012): Taschenlehrbuch Histologie. 10 Tabellen. 4., vollst. überarb. Aufl. Stuttgart, New York, NY: Thieme.
67. Luna, Regina A. de; Mihailovic, Aleksandra; Nguyen, Angeline M.; Friedman, David S.; Gitlin, Laura N.; Ramulu, Pradeep Y. (2017): The Association of Glaucomatous Visual Field Loss and Balance. In: *Translational vision science & technology* 6 (3), S. 8. DOI: 10.1167/tvst.6.3.8.
68. McKendrick, Allison M.; Sampson, Geoff P.; Walland, Mark J.; Badcock, David R. (2007): Contrast sensitivity changes due to glaucoma and normal aging: low-spatial-frequency losses in both magnocellular and parvocellular pathways. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 48 (5), S. 2115–2122. DOI: 10.1167/iovs.06-1208.
69. Mönch, Maria (2010): Die Goniotrepation mit Justiernähten zur post-operativen Steuerung des Intraokulardruckes. Dissertation. Ludwig-Maximilians-Universität zu München, München. Online verfügbar unter https://edoc.ub.uni-muenchen.de/12292/1/Moench_Maria.pdf, zuletzt geprüft am 02.02.2023.
70. Muiños, Mónica; Ballesteros, Soledad (2015): Sports can protect dynamic visual acuity from aging: A study with young and older judo and karate martial arts athletes. In: *Attention, perception & psychophysics* 77 (6), S. 2061–2073. DOI: 10.3758/s13414-015-0901-x.
71. Müller, Fabian; Al-Nosairy, Khaldoon O.; Kramer, Francie H.; Meltendorf, Christian; Djouoma, Nidele; Thieme, Hagen et al. (2022): Rapid Campimetry-A Novel Screening Method for Glaucoma Diagnosis. In: *Journal of clinical medicine* 11 (8). DOI: 10.3390/jcm11082156.
72. Nucci, Carlo; Martucci, Alessio; Cesareo, Massimo; Mancino, Raffaele; Russo, Rossella; Bagetta, Giacinto et al. (2013): Brain involvement in glaucoma: advanced neuroimaging for understanding and monitoring a new target for therapy. In: *Current opinion in pharmacology* 13 (1), S. 128–133. DOI: 10.1016/j.coph.2012.08.004.
73. Ocuspecto Oy (Hg.) (2021): Ocusweep® User Guide. Including service and maintenance instructions (Data on file).
74. Ogata, Nara G.; Boer, Erwin R.; Daga, Fábio B.; Jammal, Alessandro A.; Stringham, James M.; Medeiros, Felipe A. (2019): Visual Crowding in Glaucoma. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 60 (2), S. 538–543. DOI: 10.1167/iovs.18-25150.
75. Ong, Sharon R.; Crowston, Jonathan G.; Loprinzi, Paul D.; Ramulu, Pradeep Y. (2018): Physical activity, visual impairment, and eye disease. In: *Eye (London, England)* 32 (8), S. 1296–1303. DOI: 10.1038/s41433-018-0081-8.

76. Patino, Cecilia M.; McKean-Cowdin, Roberta; Azen, Stanley P.; Allison, Jessica Chung; Choudhury, Farzana; Varma, Rohit (2010): Central and peripheral visual impairment and the risk of falls and falls with injury. In: *Ophthalmology* 117 (2), 199-206.e1. DOI: 10.1016/j.ophtha.2009.06.063.
77. Patla, Aftab E. (1997): Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. In: *Gait & posture* 5 (1), S. 54–69. DOI: 10.1016/S0966-6362(96)01109-5.
78. Pelah, A.; Barlow, H. B. (1996): Visual illusion from running. In: *Nature* 381 (6580), S. 283. DOI: 10.1038/381283a0.
79. Pelli, Denis G.; Tillman, Katharine A. (2008): The uncrowded window of object recognition. In: *Nature neuroscience* 11 (10), S. 1129–1135. DOI: 10.1038/nn.2187.
80. Peters, Brian T.; Mulavara, Ajitkumar P.; Cohen, Helen S.; Sangi-Haghpeykar, Haleh; Bloomberg, Jacob J. (2012): Dynamic visual acuity testing for screening patients with vestibular impairments. In: *VES* 22 (2), S. 145–151. DOI: 10.3233/VES-2012-0440.
81. Quevedo, Lluïsa; Aznar-Casanova, J. Antonio; Da Aparecido Silva, José (2018): Dynamic visual acuity.
82. Ramulu, Pradeep (2009): Glaucoma and disability: which tasks are affected, and at what stage of disease? In: *Current opinion in ophthalmology* 20 (2), S. 92–98. DOI: 10.1097/ICU.0b013e32832401a9.
83. Ramulu, Pradeep Y.; Maul, Eugenio; Hochberg, Chad; Chan, Emilie S.; Ferrucci, Luigi; Friedman, David S. (2012): Real-world assessment of physical activity in glaucoma using an accelerometer. In: *Ophthalmology* 119 (6), S. 1159–1166. DOI: 10.1016/j.ophtha.2012.01.013.
84. Renieri, Giulia (2020): Aktuelle Aspekte für die chirurgische Behandlung des Glaukoms. Habilitation. Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg.
85. Renteln-Kruse, W. von (2001): Epidemiologische Aspekte der Morbidität im Alter. In: *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie* (34 (Suppl 1)), S. 10–15. DOI: 10.1007/s003910170002.
86. Ritschl, Valentin; Weigl, Roman; Stamm, Tanja (2016): Wissenschaftliches Arbeiten und Schreiben. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
87. Robert Koch-Institut (2009): Gesundheit und Krankheit im Alter. Unter Mitarbeit von Karin Böhm, Clemens Tesch-Römer und Thomas Ziese. Berlin (Beiträge zur Gesundheitsberichterstattung des Bundes). Online verfügbar unter <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0257-1002569>.
88. Rohrschneider, Klaus; Spittler, Axel R.; Bach, Michael (2019): Vergleich der Sehschärfenbestimmung mit Landolt-Ringen versus Zahlen. In: *Der Ophthalmologe* 116 (11), S. 1058–1063. DOI: 10.1007/s00347-019-0879-1.
89. Scheuerle, A. F.; Schiefer, U.; Rohrschneider, K. (2012): Funktionsdiagnostische Möglichkeiten bei fortgeschrittenem oder präterminalem Glaukom. In: *Der Ophthalmologe* 109 (4), S. 337–344. DOI: 10.1007/s00347-012-2548-5.
90. Schmidt, Robert F.; Lang, Florian; Heckmann, Manfred (2011): Physiologie des Menschen. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Online verfügbar unter <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007%2F978-3-642-01651-6.pdf>.
91. Starkov, D.; Snelders, M.; Lucieer, F.; Janssen, A. M. L.; Pleshkov, M.; Kingma, H. et al. (2020): Bilateral vestibulopathy and age: experimental considerations for testing dynamic visual acuity on a treadmill. In: *Journal of neurology* 267 (Suppl 1), S. 265–272. DOI: 10.1007/s00415-020-10249-z.

92. Stuart, James A.; Burian, Hermann M. (1962): A Study of Separation Difficulty*. In: *American Journal of Ophthalmology* 53 (3), S. 471–477. DOI: 10.1016/0002-9394(62)94878-X.
93. Tigchelaar, Iris; Leinonen, Markku Tapani (2020): Reaction Time Perimetry in older glaucoma patients. In: *Investigative ophthalmology & visual science*. Online verfügbar unter <https://iovs.arvojournals.org/article.aspx?articleid=2769129>, zuletzt geprüft am 12.04.2023.
94. Tinetti, Mary E. (2003): Clinical practice. Preventing falls in elderly persons. In: *The New England journal of medicine* 348 (1), S. 42–49. DOI: 10.1056/NEJMcp020719.
95. Trivedi, Vivek; Bang, Ji Won; Parra, Carlos; Colbert, Max K.; O'Connell, Caitlin; Arshad, Ahmel et al. (2019): Widespread brain reorganization perturbs visuomotor coordination in early glaucoma. In: *Scientific reports* 9 (1), S. 14168. DOI: 10.1038/s41598-019-50793-x.
96. Verbecque, Evi; van Criekinge, Tamaya; Vanloot, Delphine; Coeckelbergh, Tanja; van de Heyning, Paul; Hallemsans, Ann; Vereeck, Luc (2018): Dynamic Visual Acuity test while walking or running on treadmill: Reliability and normative data. In: *Gait & posture* 65, S. 137–142. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.07.166.
97. VIVIOR: VIVIOR - Wie Sie digitalen Sehstress vermeiden. Online verfügbar unter <https://vivor.com/>, zuletzt geprüft am 06.04.2023.
98. Wang, Jieqiong; Li, Ting; Sabel, Bernhard A.; Chen, Zhiqiang; Wen, Hongwei; Li, Jianhong et al. (2016): Structural brain alterations in primary open angle glaucoma: a 3T MRI study. In: *Scientific reports* 6, S. 18969. DOI: 10.1038/srep18969.
99. Wang, Jieqiong; Li, Ting; Zhou, Peng; Wang, Ningli; Xian, Junfang; He, Huiguang (2017): Altered functional connectivity within and between the default model network and the visual network in primary open-angle glaucoma: a resting-state fMRI study. In: *Brain imaging and behavior* 11 (4), S. 1154–1163. DOI: 10.1007/s11682-016-9597-3.
100. Wesemann, W.; Heinrich, S. P.; Jägle, H.; Schiefer, U.; Bach, M. (2020): Neue DIN- und ISO-Normen zur Sehschärfebestimmung. In: *Der Ophthalmologe* 117 (1), S. 19–26. DOI: 10.1007/s00347-019-0943-x.
101. Williams, Alice L.; Lackey, John; Wizov, Sheryl S.; Chia, Tao Ming Thomas; Gatla, Srinivas; Moster, Mark L. et al. (2013): Evidence for widespread structural brain changes in glaucoma: a preliminary voxel-based MRI study. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 54 (8), S. 5880–5887. DOI: 10.1167/iovs.13-11776.
102. Yabe, Yoshiko; Taga, Gentaro (2008): Treadmill locomotion captures visual perception of apparent motion. In: *Experimental brain research* 191 (4), S. 487–494. DOI: 10.1007/s00221-008-1541-3.
103. You, Mengling; Rong, Rong; Zeng, Zhou; Xia, Xiaobo; Ji, Dan (2021): Transneuronal Degeneration in the Brain During Glaucoma. In: *Frontiers in aging neuroscience* 13, S. 643685. DOI: 10.3389/fnagi.2021.643685.
104. Zwierko, Teresa; Jedziniak, Wojciech; Lesiakowski, Piotr; Śliwiak, Marta; Kirkiewicz, Marta; Lubiński, Wojciech (2019): Eye-Hand Coordination Impairment in Glaucoma Patients. In: *International journal of environmental research and public health* 16 (22). DOI: 10.3390/ijerph16224332.

9 Ehrenerklärung

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Fakultät der Otto-von-Guericke-Universität zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel

Gehen und Sehen bei Glaukom – Psychophysische Untersuchungen der visuellen Wahrnehmung bei Eigenbewegung

In der Sektion für klinische und experimentelle Sinnesphysiologie der Universitätsaugenklinik Magdeburg mit Unterstützung durch

Prof. Dr. rer. nat. M. B. Hoffmann

ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Bei der Abfassung der Dissertation sind Rechte Dritter nicht verletzt worden.

Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Ich übertrage der Medizinischen Fakultät das Recht, weitere Kopien meiner Dissertation herzustellen und zu vertreiben.

Magdeburg, den

Unterschrift